

SYSTEM AND METHOD FOR MEASURING ACOUSTIC REFLECTANCE

Patent number: JP10504201T

Publication date: 1998-04-28

Inventor:

Applicant:

Classification:

- international: **A61B5/12; G01H15/00; A61B5/12; G01H15/00; (IPC1-7): A61B5/12**

- european: **A61B5/12; A61B5/12B; G01H15/00**

Application number: JP19950500942T 19950606

Priority number(s): WO1995US06259 19950606; US19940254311 19940606

Also published as:

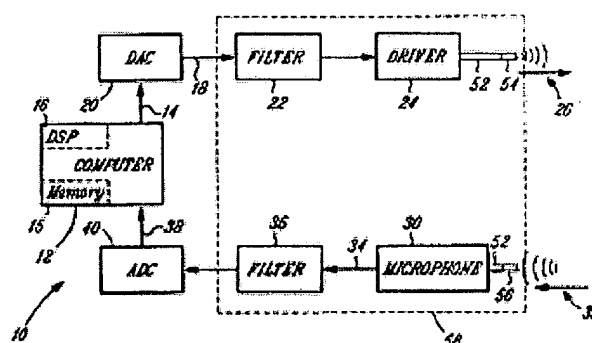
WO9533405 (A1)
EP0764003 (A1)
EP0764003 (B1)

Report a data error here

Abstract not available for JP10504201T

Abstract of corresponding document: **WO9533405**

A system and method of measuring the linear and nonlinear response of an unknown acoustic termination uses a small probe assembly containing a sound source and microphone to determine the reflection function of the unknown acoustic termination. The probe assembly is used with a calibration tube to calculate an electrical signal that will provide a desired acoustic stimulus signal to the acoustic termination. The calibration tube is also used to characterize the signal processing properties of the sound source and microphone, as well as other associated signal processing circuits such as amplifiers, filters, and the like. The calibrated system is subsequently coupled to the unknown acoustic termination to deliver the acoustic stimulus signal. The reflection function is indicative of the power transferred to the unknown acoustic termination. The measurement of the linear transfer characteristic is applicable to any unknown acoustic termination such as a musical instrument or the auditory system. The probe assembly is sized to be positioned directly within the outer portion of the ear and measure the linear characteristics of the ear. The system is further able to measure the nonlinear transfer characteristics of the ear by measuring the linear response at multiple levels of the acoustic stimulus. The system is particularly useful in testing the response of the middle ear and inner ear of humans or other animals.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

In System Which Uses it in Auditory Meatus, Middle Ear, and Lug that Has Internal Ear, and Measures Linearity Response of Said Middle Ear 1. This System Probe assembly which can be arranged to said auditory meatus The sound source which is in the interior of said probe assembly, and generates a sound stimulus to said auditory meatus according to an electric input signal, The acoustic-energy detector changed into the electrical signal which it is [electrical signal] in the interior of said probe assembly, and the acoustic-energy signal was detected [electrical signal], and had said detected acoustic-energy signal detected, The sound calibration waveguide with which it was the sound calibration waveguide which has known sound transfer characteristics, and this sound calibration waveguide has a predetermined dimension, it has the 1st and 2nd edges, said 1st edge was opened, and said 2nd edge was closed, It is the stimulus signal generator which is combined with said sound source and generates said electric input signal. Said stimulus generator When said probe assembly has been arranged at the 1st time of day at said sound calibration waveguide The result which has the persistence time as which the 1st electrical-and-electric-equipment input signal was generated, and said 1st electrical-and-electric-equipment input signal was chosen, Said sound stimuli are the sound field of the short persistence time, and it has the persistence time shorter than a travelling period required for said sound stimulus to advance at said closed edge of said sound calibration waveguide from said sound source. It reflects from said closed edge and the 1st electric input signal which has the persistence time chosen so that it might become return and the short sound field of the persistence time to said acoustic-energy detector is generated. Said stimulus generator The stimulus signal generator which generates the 2nd electrical-and-electric-equipment input signal when said probe assembly has been arranged at the 2nd time of day at said auditory meatus, The 1st detection electrical signal at said 1st time of day, from said acoustic-energy detector It is the signal processor which receives the 2nd detection electrical signal at said 2nd time of day from said acoustic-energy detector. This signal processor processes said 1st detection electrical signal, and determines said sound source and system-of-measurement transfer characteristics of said acoustic-energy detector. Said signal processor is a system characterized by having the signal processor which processes said 2nd detection electrical signal and determines the transfer characteristics of said middle ear based on said system-of-measurement transfer characteristics.

In System Which Uses it in Auditory Meatus, Middle Ear, and Lug that Has Internal Ear, and Measures Nonlinear Response of Said Internal Ear 2. This System The probe assembly which can be arranged to said auditory meatus, and the sound source which is in the interior of said probe assembly, and generates a sound stimulus to the lateral part of said auditory meatus according to an electric input signal, The acoustic-energy detector changed into the electrical signal which it is [electrical signal] in the interior of said probe assembly, and the acoustic-energy signal was detected [electrical signal], and had said detected acoustic-energy signal detected is included. In the system of known [transfer characteristics / said probe assembly, a sound source, and / of an acoustic-energy detector / sound] this system The stimulus signal generator which is combined with said sound source, generates the 1st electrical-and-electric-equipment input signal which has the 1st stimulus level at the 1st time of day, and generates the 2nd electrical-and-electric-equipment input signal which has the 2nd stimulus level which is different from said 1st stimulus level at the 2nd time of day, It is the signal processor which receives the 2nd detection electrical signal for the 1st detection electrical signal at said 2nd time of day in said 1st time of day, and this signal processor is said 1st detection electrical signal.

It is the signal processor which processes, determines the 1st linearity transfer characteristics of said middle ear, and said 2nd detection electrical signal is processed, the 2nd linearity transfer characteristics of said middle ear are determined, and said signal processor processes further said 1st and 2nd linearity transfer characteristics, and opts for

the nonlinear response of said internal ear based on said 1st and 2nd linearity transfer characteristics. System characterized by having.

3. It is the system characterized by equipping said 1st and 2nd linearity transfer characteristics with the reflection factor measurement in said 1st and 2nd time of day of each in a system according to claim 2.

4. It is the system characterized by what it opts for by calculating the difference of Hazama of said reflection factor measurement [in / on a system according to claim 3 and / in said nonlinear response / said 1st and 2nd time of day].

5. Said signal processor is a system characterized by determining said 1st and 2nd linearity transfer characteristics of said middle ear as a function of said static pressure, including further the pump which combines with said probe assembly and controls the static pressure inside said auditory meatus in a system according to claim 2.

6. System characterized by said signal processor opting for said nonlinear response as function of said static pressure, including further pump which combines with said probe assembly and controls static pressure inside said sound calibration waveguide in system according to claim 2.

In System Which Uses it in Auditory Meatus, Middle Ear, and Lug that Has Internal Ear, and Measures Linearity Response of Said Middle Ear 7. This System Probe assembly which can be arranged to said auditory meatus The sound source which is in the interior of said probe assembly, and generates a sound stimulus to said auditory meatus according to an electric input signal, The acoustic-energy detector changed into the electrical signal which it is [electrical signal] in the interior of said probe assembly, and the acoustic-energy signal was detected [electrical signal], and had said detected acoustic-energy signal detected, The sound calibration waveguide with which it was the sound calibration waveguide which has known sound transfer characteristics, and this sound calibration waveguide has a predetermined dimension, it has the 1st and 2nd edges, said 1st edge was opened, and said 2nd edge was closed, It is the stimulus signal generator which is combined with said sound source and generates said electric input signal. Said stimulus generator

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報(A)

(11)特許出願公表番号

特表平10-504201

(43)公表日 平成10年(1998)4月28日

(51) Int.CI.⁶

識別記号

FY

A61B 5/12

A 6 1 B 5/12

總計 未計 予備審查計 有 (全 67 頁)

(21) 出願番号	特願平8-500942
(86) (22) 出願日	平成7年(1995)6月6日
(85) 翻訳文提出日	平成8年(1996)12月6日
(86) 国際出願番号	PCT/US95/06259
(87) 国際公開番号	WO95/33405
(87) 国際公開日	平成7年(1996)12月14日
(31) 優先権主張番号	08/254, 311
(32) 優先日	1994年6月6日
(33) 優先権主張国	米国 (US)
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), AU, CA, JP

(71)出願人 ユニヴァーシティ オブ ワシントン
アメリカ合衆国 98105 ワシントン州
シアトル ノースイースト 45ティーエイ
チ ストリート 1107 スイート 200

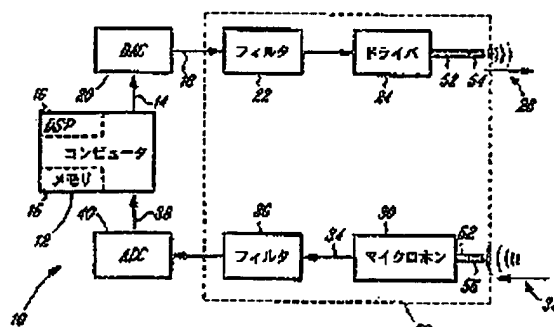
(72)発明者 キーフエ, ダグラス, エイチ,
アメリカ合衆国 98133 ワシントン州
シアトル ノース 185ティーエイチ ス
トリート 1161

(74)代理人 弁理士 谷 義一 (外1名)

(54) 【発明の名称】 音響反射率測定のためのシステムおよび方法

(57) 【要約】

未知の音響終端の線形および非線形応答を測定するためのシステムおよび方法は、音源とマイクロホンを含む小型プローブ・アセンブリを使用して未知の音響終端の反射関数を決定する。プローブ・アセンブリは校正管とともに使用して所望の音響刺激信号を音響終端に提供する電気信号を計算する。校正管はまた、音源とマイクロホン、ならびにその他付属信号処理回路例えば増幅器、フィルタ、その他の信号処理属性の特性を記述するのに使用する。校正したシステムはこの後で未知の音響終端に結合して音響刺激信号を伝える。反射関数は未知の音響終端へ伝達される出力を表している。線形伝達特性の測定は楽器または聴覚系等のあらゆる未知の音響終端へ応用可能である。プローブ・アセンブリは外耳内に直接配置される大きさに作られ耳の線形特性を測定する。本システムは音響刺激の多重レベルでの線形応答を測定することにより耳の非線形伝達特性を測定できる。本システム



(2)

特表平10-504201

【特許請求の範囲】

1. 耳道と、中耳と、内耳を有する耳において使用し、前記中耳の線形応答の測定をするシステムにおいて、該システムは、

前記耳道に配置可能なプローブ・アセンブリと、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて電気入力信号に応じて前記耳道へ音響刺激を発生する音源と、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて音響エネルギー信号を検出し前記検出された音響エネルギー信号を検出された電気信号に変換する音響エネルギー検出器と、

既知の音響伝達特性を有する音響較正導波管であつて、該音響較正導波管は所定の寸法を有し、第1および第2端部を有し、前記第1端部が開放され前記第2端部が閉じられた音響較正導波管と、

前記音源に結合されて前記電気入力信号を生成する刺激信号ジェネレータであつて、前記刺激ジェネレータは、第1時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記音響較正導波管に配置された時に、第1電気入力信号を生成し、前記第1電気入力信号は選択された持続時間を有する結果、前記音響刺激が短い持続時間の音場であり、前記音響刺激が前記音源から前記音響較正導波管の前記閉端に進行するのに必要な伝搬時間より短い持続時間を有し、前記閉端から反射し、前記音響エネルギー検出器へ戻り、持続時間の短い音場となるように選択した持続時間を有する第1の電気入力信号を生成し、前記刺激ジェネレータは、第2時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記耳道に配置された時に、第2電気入力信号を生成する刺激信号ジェネレータと、

第1検出電気信号を前記音響エネルギー検出器から前記第1時刻に、第2検出電気信号を前記音響エネルギー検出器から前記第2時刻に受信する信号プロセッサであつて、該信号プロセッサは前記第1検出電気信号を処理して前記音源と前記音響エネルギー検出器の測定系伝達特性を決定し、前記信号プロセッサは前記第2検出電気信号を処理して前記測定系伝達特性に基づいて前記中耳の伝達特性を決定する信号プロセッサと

(3)

特表平10-504201

を備えたことを特徴とするシステム。

2. 耳道と、中耳と、内耳を有する耳において使用し、前記内耳の非線形応答の測定をするシステムにおいて、該システムは、前記耳道に配置可能なプローブ・アセンブリと、前記プローブ・アセンブリ内部にあつて電気入力信号に応じて前記耳道の外側部分へ音響刺激を発生する音源と、前記プローブ・アセンブリ内部にあつて音響エネルギー信号を検出し前記検出された音響エネルギー信号を検出された電気信号に変換する音響エネルギー検出器とを含み、前記プローブ・アセンブリ、音源および音響エネルギー検出器の音響伝達特性が既知のシステムにおいて、該システムは、

前記音源に結合されて、第1時刻に、第1刺激レベルを有する第1電気入力信号を生成し、第2時刻に、前記第1刺激レベルとは異なる第2刺激レベルを有する第2電気入力信号を生成する刺激信号ジェネレータと、

第1検出電気信号を前記第1時刻におよび第2検出電気信号を前記第2時刻に受信する信号プロセッサであつて、該信号プロセッサは、前記第1検出電気信号を処理して前記中耳の第1線形伝達特性を決定し、かつ前記第2検出電気信号を処理して前記中耳の第2線形伝達特性を決定し、前記信号プロセッサは前記第1および第2線形伝達特性をさらに処理して前記第1および第2線形伝達特性に基づく前記内耳の非線形応答を決定する信号プロセッサと

を備えたことを特徴とするシステム。

3. 請求項2記載のシステムにおいて、前記第1および第2線形伝達特性は、前記第1および第2時刻各々における反射率測定を備えたことを特徴とするシステム。

4. 請求項3記載のシステムにおいて、前記非線形応答は前記第1および第2時刻における前記反射率測定の間を計算することにより決定することを特徴とするシステム。

5. 請求項2記載のシステムにおいて、前記プローブ・アセンブリに結合して前記耳道内部の静圧を制御するポンプをさらに含み、前記信号プロセッサは前記静

(4)

特表平10-504201

徴とするシステム。

6. 請求項2記載のシステムにおいて、前記プローブ・アセンブリに結合して前記音響較正導波管内部の静圧を制御するポンプをさらに含み、前記信号プロセッサが前記静圧の関数として前記非線形応答を決定することを特徴とするシステム。

7. 耳道と、中耳と、内耳を有する耳において使用し、前記中耳の線形応答の測定をするシステムにおいて、該システムは、

前記耳道に配置可能なプローブ・アセンブリと、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて電気入力信号に応じて前記耳道へ音響刺激を発生する音源と、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて音響エネルギー信号を検出し前記検出された音響エネルギー信号を検出された電気信号に変換する音響エネルギー検出器と、

既知の音響伝達特性を有する音響較正導波管であつて、該音響較正導波管は所定の寸法を有し、第1および第2端部を有し、前記第1端部が開放され前記第2端部が閉じられた音響較正導波管と、

前記音源に結合されて前記電気入力信号を生成する刺激信号ジェネレータであつて、前記刺激ジェネレータは、第1時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記音響較正導波管に配置された時に、第1電気入力信号を生成し、前記第1電気入力信号はチャープ信号であり、前記刺激ジェネレータは、第2時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記耳道に配置された時に、第2電気入力信号を生成する刺激信号ジェネレータと、

第1検出電気信号を前記音響エネルギー検出器から前記第1時刻に、第2検出電気信号を前記音響エネルギー検出器から前記第2時刻に受信する信号プロセッサ

であつて、該信号プロセッサは前記第1検出電気信号を処理して前記音源と前記音響エネルギー検出器の測定系伝達特性を決定し、前記信号プロセッサは前記第2検出電気信号を処理して前記測定系伝達特性に基づいて前記中耳の伝達特性

(5)

特表平10-504201

を備えたことを特徴とするシステム。

8. 請求項7記載のシステムにおいて、前記チャープ信号は時間的に伸長した帯域制限インパルス信号であることを特徴とするシステム。

9. 請求項1, 2, 7のいずれかに記載のシステムにおいて、前記中耳の前記伝達特性は前記中耳の反射関数の決定を含むことを特徴とするシステム。

10. 請求項1, 2, 7のいずれかに記載のシステムにおいて、前記プローブ・アセンブリは前記第1時刻に周辺大気から前記音響校正導波管を実質的にシールし、前記第2時刻に周辺大気から前記耳道を実質的にシールすることを特徴とするシステム。

11. 請求項1, 7のいずれかに記載のシステムにおいて、前記プローブ・アセンブリに結合されて前記耳道内部の静圧を制御するポンプをさらに含み、前記信号プロセッサは前記静圧の関数として前記中耳の前記伝達特性を決定することを特徴とするシステム。

12. 未知の音響伝達特性を有する音響導波管の線形応答の測定をするシステムにおいて、該システムは、

前記音響導波管の近傍に配置可能なプローブ・アセンブリと、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて音響刺激を発生し電気入力信号に応じて前記音響導波管へ前記音響刺激を伝える音源と、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて音響エネルギー信号を検出し前記検出した音響エネルギー信号を検出電気信号に変換する音響エネルギー検出器と、

既知の音響伝達特性を有する音響校正導波管と、

前記音源に結合されて前記電気入力信号を生成する刺激信号ジェネレータであつて、該刺激ジェネレータは、第1時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記音響校正導波管に配置された時に、第1電気入力信号を生成し、前記刺激ジェネレータは、第2時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記未知の音響導波管の近くに配置された時に、第2電気入力信号を生成する刺激信号ジェネレータと、

第1検出電気信号を前記音響エネルギー検出器から前記第1時刻にかつ第2検

(5)

特表平10-504201

ロセッサは前記第1検出電気信号を処理して前記音源からの入射信号応答および前記音響較正導波管から反射する前記音響刺激からの反射信号応答を計算し、ここから前記音源および前記音響エネルギー検出器の測定系伝達特性を決定し、前記信号プロセッサは前記第2検出電気信号をさらに処理して前記測定系伝達特性に基づいて前記未知の音響導波管の伝達特性を決定する信号プロセッサと

を備えたことを特徴とするシステム。

13. 請求項12記載のシステムにおいて、前記プローブ・アセンブリは前記第1時刻に周辺大気から前記音響較正導波管を実質的にシールし、かつ前記第2時刻に周辺大気から前記音響導波管を実質的にシールすることを特徴とするシステム請求項12記載のシステム。

14. 請求項12記載のシステムにおいて、前記音響導波管の前記伝達特性は前記音響導波管の反射関数の決定を含むことを特徴とするシステム。

15. 請求項12記載のシステムにおいて、前記未知の音響導波管は楽器気柱であることを特徴とするシステム。

16. 請求項12記載のシステムにおいて、前記未知の音響導波管は耳道と、中耳と、内耳とを備えたヒトの耳であることを特徴とするシステム。

17. 所定の音圧応答を有する音響刺激信号の生成をするシステムにおいて、該システムは、

既知の音響伝達特性を有する音響較正導波管と、

前記音響較正導波管に配置可能なプローブ・アセンブリと、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて前記音響較正導波管へ電気入力信号に応じて音響刺激を発生する音源と、

前記プローブ・アセンブリ内部にあつて音響エネルギー信号を検出し前記検出した音響エネルギー信号を検出電気信号に変換する音響エネルギー検出器と、

前記音源に結合され前記電気入力信号を生成する刺激ジェネレータであつて、該刺激ジェネレータは、選択した持続時間を有する電気試験信号を生成する結果、前記音源からの入射信号が前記音響較正導波管から反射した反射信号から分離

(7)

特表平10-504201

前記検出した電気信号を受信し、かつ前記音響校正導波管について入射信号応答と反射信号応答を計算する信号プロセッサであって、前記入射および反射信号応答が総合応答を形成し、前記信号プロセッサは、前記電気試験信号および所望の総合応答をさらに受信して前記電気刺激信号が前記音源に印加された場合に前記所望の総合応答を発生する電気刺激信号を決定し、ここで前記電気刺激信号は前記音源および前記音響エネルギー検出器の影響を補償する信号プロセッサとを備えたことを特徴とするシステム。

18. 請求項17記載のシステムにおいて、前記刺激ジェネレータは前記プローブ・アセンブリが未知の音響属性を有する音響導波管の近くに配置された場合に前記音源へ前記電気刺激信号を印加し、前記検出電気信号は前記未知の音響属性を表わし、前記信号プロセッサは前記検出電気信号を用い前記未知の音響属性を決定することを特徴とするシステム。

19. 請求項17記載のシステムにおいて、前記未知の音響属性の前記決定は前記未知の音響導波管の反射関数の決定を含むことを特徴とするシステム。

20. 請求項17記載のシステムにおいて、前記信号プロセッサはデコンボリューションを用いて前記電気刺激信号を決定することを特徴とするシステム。

21. 請求項17記載のシステムにおいて、前記所望の総合応答信号は帯域制限インパルス信号であり、前記信号プロセッサは無限インパルス応答信号を用い前記電気刺激信号を決定することを特徴とするシステム。

22. 請求項17記載のシステムにおいて、前記所望の総合応答信号は帯域制限インパルス信号であり、前記信号プロセッサは有限インパルス応答信号を用い前記電気刺激信号を決定することを特徴とするシステム。

23. 請求項17記載のシステムにおいて、前記電気試験信号および前記所望の総合応答信号は両方とも有限インパルス応答(FIR)ローパス・フィルタのインパルス応答に等しく、前記インパルス応答は前記電気試験信号および前記音源のインパルス応答との畳み込みに等しく、前記信号プロセッサは前記インパルス応答および前記総合音圧応答のデコンボリューションにより前記電気刺激信号を

(8)

特表平10-504201

24. 請求項23記載のシステムにおいて、前記デコンボリューションは時間領域で計算されることを特徴とするシステム。

25. 請求項23記載のシステムにおいて、前記デコンボリューションは、特異値デコンボリューション、ニューラルネットワーク・デコンボリューション、共役勾配、およびフーリエ解析を備えたグループから選択したプロセスを用いて前記電気入力信号を決定することを特徴とするシステム。

26. 請求項12, 17のいずれかに記載のシステムにおいて、前記電気入力信号は選択した持続時間を有する結果、前記音響刺激は、前記音源から前記音響刺激が進行して前記音響較正導波管から前記音響エネルギー検出器へ反射して戻る

のに必要な伝搬時間より短い持続時間を有し、これにより前記入射および反射信号が実質的に時間的に重なり合わない短い持続時間の音場となることを特徴とするシステム。

27. 請求項12, 17のいずれかに記載のシステムにおいて、前記刺激ジェネレータは前記第1電気入力信号を形成するように時間的に伸長した短い持続時間のパルスを生成し、前記信号プロセッサは前記第1検出電気信号を時間的に圧縮して前記入射信号応答および前記反射信号応答を計算することを特徴とするシステム。

28. 請求項27記載のシステムにおいて、前記短い持続時間のパルスは第1全通過フィルタで時間的に伸長され、かつ前記第1検出電気信号は前記第1全通過フィルタの逆の第2全通過フィルタにより時間的に圧縮されることを特徴とするシステム。

29. 請求項1, 2, 7, 12, 17のいずれかに記載のシステムにおいて、前記プローブ・アセンブリに結合して前記音響較正導波管内部の静圧を制御するポンプをさらに含み、前記信号プロセッサは前記静圧の関数として前記測定系伝達特性を決定することを特徴とするシステム。

30. 請求項1, 12, 17のいずれかに記載のシステムにおいて、前記音響較正導波管は所定の寸法を有することを特徴とするシステム。

(9)

特表平10-504201

法は少なくとも25センチメートルの長さを含むことを特徴とするシステム。

32. 請求項1, 7, 30のいずれかに記載のシステムにおいて、前記音響較正導波管は、長さおよび前記長さの関数としての断面積を含む所定の寸法を有することを特徴とするシステム。

33. 請求項32記載のシステムにおいて、前記信号プロセッサは前記音響較正導波管の機能的長さを、前記機能的長さの関数として反射係数についての値を反復計算することにより決定して前記反射係数値と前記音響較正導波管の反射係数モデル値との差を最小化することを特徴とするシステム。

34. 請求項33記載のシステムにおいて、前記音響較正導波管は円筒状の管で前記断面積が前記管長の関数として一定の値を有することを特徴とするシステム。

35. 請求項1, 7, 12, 17のいずれかに記載のシステムにおいて、前記音響較正導波管はハードウォールの音響較正導波管であることを特徴とするシステム。

36. 請求項1, 2, 7, 12のいずれかに記載のシステムにおいて、前記信号プロセッサはデコンボリューションを用いて前記伝達特性を決定することを特徴とするシステム。

37. 請求項21, 36のいずれかに記載のシステムにおいて、前記デコンボリューションはニューラル・ネットワーク・デコンボリューションであることを特徴とするシステム。

38. 請求項36記載のシステムにおいて、前記デコンボリューションは特異値デコンボリューション、共役勾配、フーリエ解析を備えたグループから選択されることを特徴とするシステム。

39. 耳道と、中耳と、内耳とを有する耳に配置可能なブローブ・アセンブリで使用し、前記中耳の線形応答を測定する方法において、該方法は、

前記ブローブ・アセンブリ内部の音源への電気入力信号に応じて前記耳道内に音響刺激を発生するステップと、

(10)

特表平10-504201

前記プローブ・アセンブリ内部の音響エネルギー検出器を用いて音響エネルギー信号を検出し、前記音響エネルギー検出器が前記検出した音響エネルギー信号を検出電気信号に変換するステップと、

第1時刻で、既知の音響伝達特性を有する音響校正導波管を用いて前記音源および前記音響エネルギー検出器の測定系伝達特性を決定するステップと、

前記第1時刻に続く第2時刻で、前記プローブ・アセンブリが前記耳道内に配置されたときに前記電気入力信号を生成するステップと、

前記第2時刻に前記音響エネルギー検出器からの前記検出電気信号を処理して前記測定系伝達特性に基づき前記中耳の伝達特性を決定するステップと

を備えたことを特徴とする方法。

40. 請求項39記載の方法において、前記測定系伝達特性を決定する前記処理ステップは、

所定の寸法を有しかつ第1および第2端部を有する前記音響校正導波管に、前記プローブ・アセンブリが配置されたときに前記電気入力信号として校正電気入力信号を生成し、前記第1端部は開放され、かつ第2端部は閉じてあり、前記校正電気入力信号は選択した持続時間を有する結果、前記音響刺激が前記音源から前記音響校正導波管の前記閉端まで進行して、前記閉端から反射され、前記音響エネルギー検出器まで戻り進行するのに必要な伝搬時間より少ない持続時間となるステップと、

前記第1時刻に前記音響エネルギー検出器からの検出電気信号を処理して前記音源および前記音響エネルギー検出器の前記測定系伝達特性を決定するステップと

を備えたことを特徴とする方法。

41. 請求項39記載の方法において、前記測定系伝達特性を決定する前記処理ステップは、

所定の寸法を有しかつ第1および第2端部を有する前記音響校正導波管に前記プローブ・アセンブリが配置されたときに前記電気入力信号としてチャープ信号

(11)

特表平10-504201

第2端部は閉じてあり、

前記第1時刻に前記音響エネルギー検出器からの検出電気信号を処理して前記音源および前記音響エネルギー検出器の前記測定系伝達特性を決定するステップと

を備えたことを特徴とする方法。

42. 請求項39記載の方法において、前記中耳の前記伝達特性を決定する前記処理ステップは前記中耳の反射関数の決定を含むことを特徴とする方法。

43. 外耳と、耳道と、中耳と、内耳とを有する耳で使用し、前記内耳の非線形応答の測定をする方法において、該方法は、

前記外耳にプローブ・アセンブリを配置するステップと、

プローブ・アセンブリ内の音源へ電気入力信号に応じた音響刺激を発生し、かつ前記音響刺激を前記耳道に伝えるステップと、

前記プローブ・アセンブリ内部の音響エネルギー検出器を用いて音響エネルギー信号を検出して、かつ前記検出した音響エネルギー信号を検出電気信号に変換するステップと、

第1時刻に、第1刺激レベルで前記電気入力信号を生成するステップと、

前記第1時刻に、第1検出電気信号を受信するステップと、

第2時刻に、前記第1刺激レベルとは異なる第2刺激レベルで前記電気入力信号を生成するステップと、

前記第2時刻に、第2検出電気信号を受信するステップと、

前記第1検出電気信号を処理して前記中耳の第1線形伝達特性を決定するステップと、

前記第2検出電気信号を処理して前記中耳の第2線形伝達特性を決定するステップと、

前記第1および第2線形伝達特性を処理して前記内耳の非線形応答を決定するステップと

を備えたことを特徴とする方法。

(12)

特表平10-504201

第1および第2時刻各々での反射率測定値を備えたことを特徴とする方法。

45、請求項44記載の方法において、前記処理のステップは前記第1および第2時刻に前記反射率測定値の間の差を計算することで前記非線形応答を決定することを特徴とする方法。

46、請求項39、43のいずれかに記載の方法において、前記プローブ・アセンブリは前記第1の時刻に周辺大気から前記音響較正導液管を実質的にシールし、かつ前記第2の時刻に周辺大気から前記耳道を実質的にシールすることを特徴とする方法。

47、請求項39、43のいずれかに記載の方法において、前記プローブ・アセンブリは前記第1時刻に前記音響較正導液管内部の静圧を制御するポンプを含み、前記方法は前記音響較正導液管内部の前記静圧を変化させるステップをさらに含み、前記第1検出電気信号を処理する前記ステップは前記静圧の関数として前記測定系伝達関数の決定を含むことを特徴とする方法。

48、請求項39、43のいずれかに記載の方法において、前記プローブ・アセンブリは前記第2時刻に前記耳道内部の静圧を制御するポンプを含み、前記方法は前記耳道内部の前記静圧を変化させるステップをさらに含み、前記第2検出電気信号を処理する前記ステップは前記静圧の関数として前記中耳の前記伝達特性の決定を含むことを特徴とする方法。

49、請求項43記載の方法において、外耳と、耳道と、中耳と、内耳とを有する耳で使用し、前記内耳の非線形応答の測定をする方法において、該方法は、
所定の寸法ならびに第1および第2端部を有する複数の較正管に前記プロー

ブ・アセンブリを順次配置するステップであり、該ステップにおいて、前記第1端部が開放され前記第2端部が閉じてあり、

プローブ・アセンブリ内部の音源への電気入力信号に応じて音響刺激を発生して、かつ前記較正管の各々に前記音響刺激を伝えるステップと、

前記プローブ・アセンブリ内部の音響エネルギー検出器を用いて前記較正管において音響エネルギー信号を検出し、かつ前記検出した音響エネルギー信号を検

(13)

特表平10-504201

前記プローブ・アセンブリと、前記音源と、前記音響エネルギー検出器の音響インピーダンスを前記校正管における前記検出音響エネルギー信号から決定し、前記第1および第2線形伝達特性を処理する前記ステップは前記第1および第2時刻で前記耳道のインピーダンス測定値と前記プローブ・アセンブリの音響インピーダンスとに基づいて前記内耳の前記非線形応答を決定するステップとを備えたことを特徴とする方法。

50. 未知の音響伝達特性を有する音響導波管の線形応答の測定方法において、該方法は、

前記音響導波管の近くにプローブ・アセンブリを配置するステップと、
 プローブ・アセンブリ内部の音源への電気入力信号に応じて音響刺激を発生し、前記音響刺激を前記音響導波管へ伝えるステップと、

前記プローブ・アセンブリ内部の音響エネルギー検出器を用いて音響エネルギー信号を検出し、前記検出した音響エネルギー信号を検出電気信号に変換するステップと、

既知の音響伝達特性を有する音響校正導波管を用いて前記音源および前記音響エネルギー検出器を校正するステップと、

第1時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記音響校正導波管に配置されたとき校正電気入力信号を生成するステップと、

前記第1時刻に、第1検出電気信号を受信するステップと、

第2時刻に、前記プローブ・アセンブリが前記音響導波管の近くに配置されたとき前記電気入力信号を生成するステップと、

前記第2時刻に、第2検出電気信号を受信するステップと、

前記第1検出電気信号を処理して前記音源および前記音響エネルギー検出器の測定系伝達特性を決定するステップと、

前記第2検出電気信号を処理して前記測定系伝達特性に基づき前記音響導波管の伝達特性を決定するステップと

を備えたことを特徴とする方法。

(14)

特表平10-504201

反射関数を含むことを特徴とする方法。

52. 請求項39, 50のいずれかに記載の方法において、前記較正電気入力信号は選択した持続時間を有する結果、前記音響刺激が前記音源から前記音響較正導波管へ進行し、前記音響較正導波管から反射して前記音響エネルギー検出器へ進行して戻るのに必要な伝搬時間より短い持続時間を有する短い持続時間の音場となり、前記第1検出信号は実質的に時間的に重なり合わない入射信号と反射信号とを有することを特徴とする方法。

53. 請求項52記載の方法において、前記較正電気入力信号は時間的に伸長して前記較正電気入力信号を形成する短い持続時間のパルスであり、かつ前記処理ステップは前記第1検出電気信号を時間的に圧縮して入射信号応答を反射信号応答から分離し前記測定系伝達特性を決定することを特徴とする方法。

54. 請求項53記載の方法において、前記短い持続時間のパルスは第1全通過フィルタにより時間的に伸長されかつ前記第1検出電気信号は前記第1全通過フィルタの逆の第2全通過フィルタにより時間的に圧縮されることを特徴とする方法。

55. 請求項39, 50のいずれかに記載の方法において、前記音響較正導波管は所定の寸法を有しかつ第1および第2端部を有し、前記第1端部は開放されか

つ前記第2端部は閉じてあり、かつ前記入射は前記第1端部から前記第2端部へと進行し、前記反射信号は前記閉端から反射する前記入射信号により形成されることを特徴とする方法。

56. 所定の音圧応答を有する音響刺激信号を生成する方法において、該方法は、

既知の音響伝達特性を有する音響較正導波管の近くにプローブ・アセンブリを配置し、前記音響較正性導波管は所定の寸法を有しかつ第1および第2端部を有し、前記第1端部は開放されかつ前記第2端部は閉じてあり、前記プローブ・アセンブリは前記開放端の近くに配置されるステップと、

前記プローブ・アセンブリ内部の音源への電気入力信号に応じて音響刺激を發

(15)

特表平10-504201

前記プローブ・アセンブリ内部の音響エネルギー検出器を用いて音響エネルギー信号を検出し、かつ前記検出した音響エネルギー信号を検出電気信号に変換するステップと、

選択した持続時間の前記電気入力信号を生成する結果、前記音響エネルギー検出器が前記音源からの音響エネルギーだけに由来し前記音響較正導波管の前記閉端から反射した音響エネルギーに由来しない初期応答を有し、前記音響エネルギー検出器は前記音響較正導波管の前記閉端から反射した音響エネルギーだけに由来して前記音源からの音響エネルギーに由来しない後続の応答をさらに有し、前記初期応答および前記後続応答は総合応答を形成するステップと、

前記総合応答、前記電気試験信号、および所望の総合応答に対応する前記検出電気信号を処理して、前記電気刺激信号が前記音源に印加されたときに前記所望の総合応答を発生する電気刺激信号を決定し、これにより前記電気刺激信号が前記音源および前記音響エネルギー検出器の影響を補償するステップと

を備えたことを特徴とする方法。

57. 請求項56記載の方法において、未知の音響導波管の音響属性を前記プローブ・アセンブリが前記未知の音響導波管の近くに配置されたときに前記音源

へ前記電気刺激信号を印加することにより決定するステップをさらに含み、前記検出電気信号は前記未知の音響導波管の前記音響属性を表わすことを特徴とする方法。

58. 請求項57記載の方法において、前記未知の音響導波管の前記音響属性は前記未知の音響導波管の反射関数の決定を含むことを特徴とする方法。

59. 請求項57記載の方法において、前記未知の音響導波管は耳道と、中耳と、内耳とを備えたヒトの耳であり前記音響属性は前記中耳の線形応答を含むことを特徴とする方法。

60. 請求項50、56のいずれかに記載の方法において、前記未知の音響導波管は楽器の気柱であることを特徴とする方法。

61. 請求項50、56のいずれかに記載の方法において、前記音響較正導波管

(15)

特表平10-504201

62. 請求項50, 56のいずれかに記載の方法において、前記所定の寸法は長さ、前記長さの関数としての断面積とを含み、前記方法は前記音響校正導波管の機能的長さを、前記機能的長さの関数として反射係数についての値を反復計算することで決定して前記反射係数値と前記音響校正導波管の反射係数モデル値との差を最小化するステップをさらに含むことを特徴とする方法。

63. 請求項62記載の方法において、前記音響校正導波管は円筒状の管で前記断面積は前記管長の関数として一定の値を有することを特徴とする方法。

64. 請求項50, 56のいずれかに記載の方法において、前記ブローブ・アセンブリは前記第1の時刻に前記音響校正導波管を周辺大気から実質的にシールし、前記第2時刻に前記音響導波管を周辺大気から実質的にシールすることを特

徴とする方法。

65. 請求項62記載の方法において、前記長さが少なくとも25センチメートルであることを特徴とする方法。

66. 請求項50, 56のいずれかに記載の方法において、前記検出電気信号を処理する前記ステップはデコンボリューションを使用することを特徴とする方法。

67. 請求項66記載の方法において、前記デコンボリューションはニューラル・ネットワーク・デコンボリューションであることを特徴とする方法。

68. 請求項66記載の方法において、前記デコンボリューションは特異値分解、共役勾配、フーリエ解析を備えたグループから選択することを特徴とする方法。

(17)

特表平10-504201

【発明の詳細な説明】

音響反射率測定のためのシステムおよび方法

技術分野

本システムは一般に音響反射率(acoustic reflectance)測定のためのシステムおよび方法に関し、さらに詳しくは、耳の線形および非線形音響反射率測定のためのシステムおよび方法に関する。

発明の背景

聴覚障害の多くは外耳、中耳、または内耳(external, middle or inner ear)の異常な状態に基づいている。音響信号(acoustic signal)と耳道(ear canal)で測定した応答を用いることで量的データが得られる。このデータは他の測定値と組み合わせると聴覚障害の検出および診断、また既存の聴覚障害の臨床的マネジメントに用いられる情報を提供することができる。

もっとも基本的な音響試験の一つは、インピーダンス、反射率、反射率測定法(reflectometry)、インパルス応答、および／または反射関数の測定で評価した耳の線形応答(linear response)の特性を必要とする。標準的な臨床インピーダンス・試験は鼓室測定法(tympanometry)に基づくもので、単一の周波数で、または離散的(discrete)周波数範囲で音響インピーダンスを測定する。鼓室測定法は成人用に開発されたので、新生児(neonates)の試験ではひどく不正確であると広く考えられている。寄与因子の一つは、鼓室測定法が耳道の静圧状態(static pressurization)に依存しており、この静圧(static pressure)が乳児(infants)で特に問題となるようなアーチファクト(artifacts)を発生することである。しかし、耳の線形応答測定の臨床的意義はよく文書で証明されている。

ヒトの耳は、耳道への音響刺激(acoustic stimulus)提示後に5～20ミリ秒

の長い応答潜時(latency)をとって音圧(sound pressure)を反射することが周知となっている。しかし、どの程度の範囲でこのいわゆる誘発耳アコースティック・エミッション(evoked otoacoustic emissions: E O A E)が元の刺激における音響エネルギーの遅延した反射を表す(即ちパッシブ・モデル)か、または内

(18)

特表平10-504201

デル)のかは分かっていない。

現時点では耳の線形および非線形応答測定や耳の臨床的異常の診断に利用できる便利な技術は存在していない。そのため耳の線形および非線形応答を特徴づける装置に重要な必要性が存在することが認められる。本発明の以上のおよびその他の利点は図面との関連において以下の詳細な説明から明らかとなる。

発明の要約

本発明は、未知の音響伝達特性(acoustical transfer characteristics)を有する音響導波管(acoustic waveguide)の線形応答測定用システムにおいて実現され、音響導波管の近くに配置可能なプローブ・アセンブリ(probe assembly)と、音響刺激を発生しこの音響刺激を音響導波管へ電気入力信号に応じて伝えるプローブ・アセンブリ内部の音源(acoustic source)と、音響エネルギー信号を検出してこの検出した音響エネルギー信号を検出電気信号に変換するプローブ・アセンブリ内部の音響エネルギー検出器とを含む。音源に結合した刺激ジェネレータ(stimulus generator)は電気入力信号を生成する。本システムは既知の音響伝達特性を有する音響較正導波管(acoustic calibration waveguide)を含み、音響較正導波管は所定の寸法で第1および第2端部を有し、第1端部は開放してあり、第2端部は閉ざしてある。第1時刻に、プローブ・アセンブリが音響較正導波管の第1端部に配置されると刺激ジェネレータは電気入力信号を生成する。電気入力信号は持続時間を選択するので、音響刺激が音源から音響較正導波管の閉端(closed end)へ伝えられ、閉端から反射され、音響エネルギー検出器へ戻るのに必要な伝搬時間より小さい持続時間(duration)を有する短い持続時間の音場(short duration sound field)となる。信号プロセッサは検出した電気信号を受

信して処理する。第1の時刻に、信号プロセッサは検出した電気信号を受信して処理し、音源と音響エネルギー検出器の伝達特性を決定する。第2時刻に、プローブ・アセンブリが未知の音響導波管の付近に配置され実質的な漏れ防止シール(leak-proof seal)を提供するとき刺激ジェネレータは電気入力信号を生成する。第2時刻に、信号プロセッサは検出電気信号を受信し処理して未知の音響導波

(19)

特表平10-504201

一つの実施例において、音響校正導波管は円筒状の管で、開放端(open end)が実質的にブローブ・アセンブリによりシール(seal)される。本システムはまた第1と第2の時刻で使用する電気入力信号を記憶するための記憶手段を有利に含むことができる。本システムはさらに、第2の時刻で使用する音源と音響エネルギー検出器の伝達特性に対応するデータを記憶して、未知の音響導波管の伝達特性を決定することができる。未知の音響導波管の伝達特性は反射関数の決定を含む。

別の実施例において、本システムは既知の音響伝達特性を備える音響校正導波管を用いて、所定の音圧応答(pressure response)を有する音響刺激信号を生成する。本実施例において、音源と音響エネルギー検出器を含むブローブ・アセンブリは、音響校正導波管内部で開放端に配置して実質的な漏れ防止シールを提供する。刺激ジェネレータは選択した持続時間を有する電気試験信号を生成するので、音響エネルギー検出器が音源からの音響エネルギーだけに起因し、音響校正導波管の閉端から反射して来た音響エネルギーには起因しない初期応答を有する。音響エネルギー検出器は音響校正導波管の閉端から反射した音響エネルギーだけに起因し、音源からの音響エネルギーに起因しない後続の応答を有する。後続の応答における初期応答は、電気試験信号への全体音圧応答を形成する。信号プロセッサは全体応答に相当する検出電気信号と、電気試験信号それ自体と、所望の全体応答を受信する。信号プロセッサは電気刺激信号が音源に印加された時、所望の全体音圧応答を発生するような電気刺激信号を決定する。

好適実施例において、音響校正導波管は全長が少なくとも25cmである。一つの実施例において、音響校正導波管は円筒状の校正管(calibration tube)である。未知の音響導波管は耳道、中耳、内耳を備えたヒトの耳でもよい。この実施例では、システムが中耳の線形伝達特性を決定する。別の実施例において、未知の音響導波管は楽器の気柱(air column)である。

さらに別の実施例において、所望の全体応答信号は、帯域制限インパルス信号である。この実施例では、信号プロセッサが有限インパルス応答(finite impulse

(20)

特表平10-504201

、信号プロセッサは無限インパルス応答(infinite impulse response: IIR)信号を用いて電気刺激信号を決定する。さらに別の実施例において、電気試験信号と所望の全体応答信号はどちらも理想フィルタ(idealized filter)の所望のインパルス応答に等しい。モデルの実施例はFIRまたはIIRローパス・フィルタを含むことができる。所望のインパルス応答を電気試験信号として用いることで、音響応答が測定される。本実施例において、信号プロセッサは、所望のインパルス応答と前述の音響応答のデコンボリューション(deconvolution)から所望のインパルス応答の近似を生成する電気刺激信号を計算する。

さらに別の実施例において、本システムは聴覚系の耳道に配置され第1刺激レベルで聴覚器系の線形伝達特性を測定する。本システムは次に第1刺激レベルとは異なる第2刺激レベルで線形伝達特性を測定する。本システムはさらに第1および第2線形伝達特性を処理して内耳の非線形応答を決定する。

図面の簡単な説明

図1は、本発明のシステムの機能ブロック図である。

図2は、図1のシステムのプロープ・アセンブリの側面図である。

図3は、図1のシステムで使用する刺激設計手続(stimulus design procedure)の流れ図である。

図4は、図1のシステムのプロープ・アセンブリのテブナン(Thevenin)モデルである。

図5は、図1のシステムで使用する較正手順の流れ図である。

図6は、図1のシステムで使用する線形測定手順の流れ図である。

図7は、図1のシステムで使用する非線形測定手順の流れ図である。

図8は、図1のシステムで使用する時間的に伸長し圧縮した(time-stretching and compression)測定の流れ図である。

発明の詳細な説明

本発明は耳道への静圧印加に依存しない方法で耳の線形応答を測定し、可聴周波数範囲内のほとんどの周波数にわたるデータを提供し、乳児または成人での使用

(21)

特表平10-504201

、例えば聴性脳誘発電位反応 (auditory brain-evoked potential response : 聴性脳誘発電位反応) 測定で使用する、既存の型の ABR 測定方法を改良できる音響刺激を設計する手段も提供する。最後に、本システムは従来技術で公知の耳アコースティック・エミッション測定 (otoacoustic emission measurement : OAE) との組み合わせで使用した場合に、出力伝達から有意な推定を抽出する手段を提供する。OAE 測定は内耳の状態に関する情報を提供するため有用である。異常 OAE 測定値は内耳または中耳の状態に起因することがあるが、OAE 技術では病理学的に 2 つの可能な部位を識別できない。本発明は中耳および外耳での異常を検出する手段を提供する。OAE、ABR またはひずみ積 (distortion product : DP) 測定、内耳または聴覚神経経路 (auditory neural pathway) における異常を測定すると言われている全ての技術との組み合わせで使用する場合、本発明は異常部位に関するさらに精密な臨床診断を提供する。

すでに議論したように、従来技術の測定システムは、耳道内の圧力測定に基づく OAE または EOAE を測定している。従来技術の測定は、中耳および内耳へ伝達される出力に関する情報を提供せず、また放射 (emission) の形態で耳から受け取る出力に関する情報も提供しない。本発明の出力に基づく技術は、音響刺激への耳の誘発応答についてさらに基本的な記述を提供するものである。本発明は音響刺激により耳道内へ伝達される出力と EOAE の存在により受信した出力とを測定する実用装置を提供する。本発明は、従来技術の圧力測定ではなく出力測定のさらに基本的な領域を用いる EOAE 測定技術の実質的な改良を提供

する。本発明のシステムは耳の線形および非線形音響反射率を測定可能で、この組み合わせを耳反射率 (otoreflectance) と称する。この耳反射率は反射係数 (reflection coefficient) として周波数領域で、また反射関数として時間領域で計算でき、インピーダンスやインパルス応答等のその他の音響応答関数は周知の変換を用いて反射率から計算する。伝導性障害 (conductive impairment) の存在と蝸牛系障害 (cochlear impairment) の存在の 2 重測定が可能なので、耳の状態についてさらに完全な情報を提供できる。早期発見の優先度が非常に高い新生児だけ

(22)

特表平10-504201

置は聴覚において有意な臨床応用が考えられる。

本発明は図1の機能ブロック図に図示したシステム10で実現される。コンピュータ12はシステム10で使用する刺激信号14を生成する。コンピュータ12はメモリ15と刺激信号を生成するデジタル信号プロセッサ (digital signal processor: DSP) 16を含む従来型装置である。刺激信号14の設計についてはさらに詳細に以下で説明する。刺激信号14はデジタル-アナログ変換器(digital to analog converter: DAC) 20でアナログ信号18に変換される。アナログ信号18は、信号処理の分野の当業者には周知の方法で従来のローパス・フィルタ22によりフィルタする。ローパス・フィルタ22の出力を、電気信号から音響信号26へ変換するドライバ24へ結合する。この音響信号26が耳の線形および非線形応答を決定するために使用される。

システム10は、反射した音響信号32を検出してこの反射した音響信号を検出電気信号34に変換するマイクロホン30またはその他の音響エネルギー検出器も含む。音響エネルギー検出器は、圧力トランスデューサ、圧電トランスデューサ、または音響エネルギーを電気エネルギーに変換する他の何らかの周知の装置である。本発明は音響エネルギー検出器の特定の態様により制限されるものではない。検出電気信号34はエイリアシング効果(aliasing effects)を除去する従来型ローパス・フィルタ36でフィルタされ、アナログ-デジタル変換器40でデジタル信号38に変換される。デジタル信号38は、コンピュータ12およびDSP16のソフトウェアにより解析されて、刺激信号への音圧応答を決定する。システム10はマイクロホン30の音圧応答に基づいて耳の線形お

および非線形応答を決定する。信号分析の詳細については後述する。

ドライバ24とマイクロホン30はどちらも図2に図示したプローブ・アセンブリ50に含まれる。本システムの現時点での好適実施例におけるドライバ24は、オトダイナミックス・デュアルソース・インファント・プローブ・ドライバ(Otodynamics dual-source infant probe driver)である。本発明の現時点での好適実施例におけるマイクロホン30は、オトダイナミックス・デュアルソース

(23)

特表平10-504201

driver)に含まれるマイクロホンである。ドライバ24とマイクロホン30は小径のフレキシブル・チューブ52で各々連結する。フレキシブル・チューブ52は信号損失を最小限に押えシステム10の信号対雑音比(signal-to-noise ratio: SNR)を最大にするため相対的に短い。しかし、システム10がドライバ24、マイクロホン30、フィルタ22, 26、フレキシブル・チューブ52の音響伝達特性を決定するので、フレキシブル・チューブ52の正確な長さは重要ではない。フレキシブル・チューブ52はプローブ・アセンブリ50内部でドライバ24とマイクロホン30をドライバ・プローブ54およびマイクロホン・プローブ56に各々結合する。プローブ・アセンブリ50は新生児から成人までのヒトの耳道の寸法の範囲に合うように装着される各種の標準耳栓(eartip)58も含む。

システム10の動作は3つの段階に分割され、これは刺激生成段階、較正段階、評価段階である。刺激生成段階では、システム10は所望の音響属性を有する刺激信号を生成する新規技術を使用する。通常の使用時には、システム10はアセンブリのときに1回だけ刺激信号を導出する必要がある。本発明は較正段階動作の間にシステム10を較正するための新規技術も提供する。一般的に、利用者が患者ごとにシステム10を較正している。システム10はこのような較正を簡単に行なえる単純な較正手順を提供している。測定段階動作では、システム10は耳からのデータを収集し分析してここから中耳および内耳の状態に関する情報を決定する。システム10の1つの態様としては既存の非線形測定、例えばEOAE、DP、ABR技術等で使用できるような方法で耳の線形応答を測定する能力が挙げられる。

線形反射関数の測定

システム10は、ヒトの外耳、中耳、内耳は1次元の音響導波管とみなすことができるという知見に基づいて、線形応答を決定している。耳の線形音響応答は耳道内にプローブ・アセンブリ50を配置しシステム10を用いた測定を行なうことで測定可能である。ドライバ24は短持続時間の音場(short-duration sound

(24)

特表平10-504201

システム10はマイクロホンの応答から耳の反射関数を導出する。反射関数は耳の音響特性を測定するのに用いられる。音響導波管を伝搬して行く音波に加え、ドライバは非伝搬モードを有している。この非伝搬モードは、エバネセント (evanescent) モードとも呼ばれることがあり、音波長がフレキシブル・チューブ52または耳道の外周に対して相対的に小さくなるような十分に低い周波数で非伝搬的である音響信号を表している。このようなエバネセント・モードはプローブ・アセンブリ50付近の局在音場を記述するものである。局在し、非伝搬で、プローブ・アセンブリ50の付近でエバネセント・モードによる音場はどれも外部刺激の周波数内容を制限するか、またはマイクロホン・プローブ56を図2に図示してあるようにドライバ・プローブ54の面を越えて僅かに引き出す等その他の周知の方法により減衰させることができる。本明細書に示した例は聴覚系の測定を指向したものであるが、本発明の原理は楽器の気柱等のあらゆる導波管に応用可能である。

刺激設計段階

当業者には理解されるように、ドライバ24とマイクロホン30の音響および電氣的応答にはある程度の変動が認められる。例えば、ドライバ24の周波数応答はドライバごとに変動し、ドライバを結合する負荷の音響インピーダンスによっても変化したり、非線形になることがある。システム10の適正な動作には、各システムで使用する特定のドライバ24と特定のマイクロホン30に合わせたカスタム設計の電気刺激信号の生成が必要とされる。システム10のカスタム設計ではドライバ24、マイクロホン30、フレキシブル・チューブ52、および付属の信号調整部(conditioners)例えば増幅器(図示していない)やフィル

タ22、36等での周波数応答の非線型性や変動を補償する刺激信号を設計する。これらのコンポーネントは図1の破線内部に図示してあり本明細書では測定サブシステム56と称する。システム10で用いる刺激生成手順は、聴性脳幹反応(Auditory Brainstem Response: ABR)およびEOAEシステム等の独立システムに応用可能である。本明細書で説明する刺激生成手順はシステム10で実行

(25)

特表平10-504201

アセンブリを落したり何らかの損傷を与えたりして、プローブ・アセンブリ50の性能に重大な劣化を招かないかぎり、システムの末端利用者が刺激設計段階を実行する必要はない。つまり、刺激信号は、システム組み立て時点での特定のドライバ24とマイクロホン30について、カスタム設計することができ、システム10を使用する度に反復する必要がない。しかし、利用者は所望するなら新規の刺激を設計し直すことができる。

システム10では、試験しようとするヒト被験者(群)の耳道面積または他の何らかの未知の系の導入路面積と断面積が類似している1本の信号較正管(signal calibration tube)60または較正導液管での測定に基づいてカスタム設計した刺激信号を計算する。較正管の長さは25～350センチメートル(cm)が代表的である。しかし後述するように入射および反射信号の分離ができるかぎり較正管の長さは重要ではない。較正管(calibration tube)60はプローブ・アセンブリ50を挿入する開放端62と開放端62に対向する閉端64とを有する。較正管60の音響特性は後述するように円筒モデルから導かれる。較正管60は真っ直ぐでハードウォール(hard-walled)の円筒状の管で断面が円形だが、フレキシブル・ウォール(flexible walled)の管またはコイル状の円筒管も使用可能である。較正管60が例えば四角い管、だ円形の管、円錐形の管その他等、長さの関数としての断面が分かっており、熱粘性効果(viscothermal effects)を含む音響特性をモデリングにより導出できるような事実上どのような形状の音響導液管でもよいことが当業者には理解できよう。

好適実施例における較正管60はプローブ・アセンブリ50を挿入する開放端と周辺雑音の影響を減じる閉端を備え、極めて正確にモデル化できる。しかし、較正管60は事実上どのような形状寸法でも良く較正管の音響伝達特性がモデル

化できるならば閉端または開放端を有することができる。さらに、後述するように、入射信号と反射信号は信号処理により分離可能なら音響的に重複しても良い。

刺激生成手順を図3の流れ図を参照して以下で説明する。システム10は10

(25)

特表平10-504201

。ステップ102で、耳栓58とプローブ・アセンブリ50を較正管60の開放端62に挿入して開放端の実質的漏れ防止シールを形成する。本実施例では、プローブ・アセンブリ50は周辺大気に通気していない。しかし、システム10がプローブ・アセンブリ50と他の付属回路例えばフィルタ22、36の伝達特性を決定するので、ベント管(vent tube)等の充分に分かっている圧力漏れを自動的に補償する。耳栓58側方からの漏れは挿入の度に変化するため充分に定義されない。この種の漏れは回避すべきである。

ステップ104では、システム10はDAC20(図1参照)へ短持続時間の電気信号 e_s を生成して音圧応答 p_s を測定する。較正管60は充分に長く選択し電気信号 e_s の持続時間は初期音圧応答がドライバ24からDAC信号への応答だけに起因し較正管の開端64からの音響反射に依存しないように充分短くする。電気信号 e_s の持続時間は、第1の反射が較正管60の開端64からプローブ・アセンブリ50に到着する前にドライバ24の出力が停止するように選択する。

ステップ106では、システム10は後述するように電気信号 e_s 、音圧応答 p_s 、およびドライバ24が発生する所望の入射音圧信号(incident pressure signal) p_i を入力としてとる信号処理アルゴリズムを適用する。多くの種類の聴覚試験では、鼓膜からの反射が存在しない状態で耳道内に生成される入射音圧信号 p_i が有限周波数バンド幅のインパルスを近似することが所望される。これはデジタル領域において周知の有限インパルス応答(finite impulse response: FIR)または無限インパルス応答(infinite impulse response: IIR)技術を用いて設計できる信号のクラスを表している。これらの技術は当業者に周知であるから、本明細書では詳細について説明しない。

特定の帯域制限インパルスを所望の入射音圧信号 p_i として選択し、システム

10は次のような信号処理アルゴリズムを用いてドライバ24に所望の入射音圧信号 p_i を生成させる電気刺激信号 e_i を設計する。電気刺激信号 e_i をドライバ24の入力として印加する場合、所望の入射音圧信号 p_i または少なくともその

(27)

特表平10-504201

ドライバ24の周波数および位相応答の影響を減少させる傾向にあるが、後述するデコンボリューション(deconvolution)ステップでさらにドライバを含む測定システムの影響を減少する。

ドライバ24へ印加される電気信号 e_s と所望の入射音圧信号 p_i の両方がパーク・マクレーランド法(Park-McClelland method)で設計したFIRローパス・フィルタのインパルス応答 d に等しいような特殊な例が考えられる。音圧応答 p_s は e_s と測定サブシステム56のインパルス応答 h の畳み込み(convolution)で、次のような形となる：

$$p_s = h * e_s = h * d \quad (1)$$

コンボリューションにより音響帯域制限インパルス p_i を発生する電気信号 e_i を計算できる：

$$p_i = d = h * e_i \quad (2)$$

(1) および (2) から次のようになる：

$$p_s * e_i = d * d \quad (3)$$

ここで p_s が測定されており d は既知である。(3)は周知の技術、例えば特異値分解(Singular Value Decomposition: SVD)、共役勾配法(Conjugate Gradient method: CG)、ニューラル・ネットワーク法、フーリエ変換技術その他によるデコンボリューション(DECONV)を用いて e_i について解くことができる。解は次のように表現できる：

$$e_i = \text{DECONV}(d * d, p_s) \quad (4)$$

DAC20に印加するこの電気刺激信号 e_i から帯域制限インパルス波形 $p_i = d$ が得られる。上記の例は時間領域(time domain)でのデコンボリューションを用いる電気刺激信号 e_i の計算を示している。しかし、電気刺激信号 e_i は周波数またはラプラス領域での除算により計算することもできる。主な制約としては、入射信号が反射信号から時間的に完全に分離されることが挙げられる。システム10はステップ108で刺激生成手順を終了する。

較正段階

(28)

特表平10-504201

較正する必要がある。聴覚評価装置が有用であるには、臨床的な訓練を受けた聴覚訓練士(audiologist)が操作できる程度に充分簡単にしなければならない。既存の装置、例えば鼓室測定器(tympanometer)は、既知の大きさの単一の空洞(cavity)または共鳴箱(resonator)内部の較正に依存することが多い。これらの装置は使用できる周波数範囲が制限される。これと対称的に、システム10は音源およびマイクロホンの特性とプローブ・アセンブリ50付近の局部的音場を記述するエバネセント・モードの影響に依存して20キロヘルツ(kHz)までの広い周波数範囲に渡り正確な測定が行なえる。さらに、システム10は使用が簡単ですでに検査士には馴染み深い較正空洞と機能的に類似した較正管60を一つ必要とするだけである。インピーダンス、反射係数、反射関数を測定する従来技術のシステムでは、2本またはそれ以上の較正管を必要としており、このようなシステムは臨床的セッティングでの実用性を低くしている。

測定サブシステム56の音響応答がテブナン等価圧力 p^T とテブナン・インピーダンス Z^T により周波数領域で表現できることは周知である。テブナン・インピーダンスは図4に図示してあり、測定サブシステム56はテブナン圧力 P_0 とテブナン・インピーダンス Z_0 で特徴づけられる。較正管60はテブナン・インピーダンス Z_{tube} を特徴とする。較正管60のインピーダンスを分析的に決定できる。この分析については後述する。測定サブシステム56のテブナン・パラ

メータが決定されれば、未知の音響終端(acoustic termination)へ測定サブシステムを適用して音響応答を測定できる。ヒトの耳の場合、音響終端は鼓膜で終る耳道と、中耳、および内耳を含む。

これらのテブナン・パラメータは較正手順を用いて測定できる。本発明を簡単に理解できるようにするため、テブナン記述を用いて較正導波管と未知の導波管での入射圧力波および反射圧力波の関係を導くが、最終結果はテブナン回路パラメータとは独立したものである。この関連性は以下に示す通りである。周波数領域での変換の乗算を時間領域での信号の畳み込みへ体系的に置き換えることで時間領域における相補的な(complementary)テブナン・パラメータの表現も可能で

(29)

特表平10-504201

較正手順を図5の流れ図との関連において以下に示す。利用者はステップ120で較正していないプローブ・アセンブリ50（図2参照）から始める。ステップ122で利用者はプローブ・アセンブリ50と耳栓58を較正管60の開放端62に挿入して実質的に漏れ防止シールを形成する。前述したように、システム10は自動的に十分に定義された空気漏れを補償するが、例えば耳栓58の側面に沿って発生するような予測できない空気漏れは補償できない。

ステップ124でシステム10は電気刺激信号 e_i （刺激生成段階動作で決定する）を生成しこれをDAC20に伝える。システム10は較正圧力応答 p^c を測定する。較正管60の長さは十分に長くし、また電気刺激信号 e_i の持続時間は十分に短くして初期または入射音圧応答 p_i がDAC20からの信号に対するドライバ24の応答だけに依存するようにし、較正管60の閉端64からの音響反射を全く含まないようにする。電気刺激信号 e_i の持続時間は較正管60の閉端64からの第1の反射がプローブ・アセンブリ50に到着する前にドライバ24の音響出力が停止するように十分に短くしておく。つまり、システム10は入射応答および分離した反射応答を測定する。ステップ126ではシステム10が音圧応答を入射応答と第1の反射応答に分離する。この第1の反射応答は本明細書の以下の説明では、大きな遅延時間での高次反射応答を議論していないことが明らかな場合に、反射応答または反射信号と呼ぶ。数学的分析を実行する上で

の利便のため、システム10は刺激生成段階で導出した電気刺激信号 e_i を較正段階および評価段階の両方での刺激信号として使用する。しかし、本発明での適正な動作には、同じ信号を3つの段階全てで使用する必要ではない。同じ信号を較正および評価相で使用し、非線型性の影響(non-linear effects)を回避するように電気信号のレベルが変化しないことが重要である。これらは音源トランスデューサの非線型性と、較正管、耳道、またはその他の試験しようとする導液管に発生する音の流れでの流体力学的非線型性(hydrodynamical nonlinearity)に関連するのが典型的である。較正管60の長さに対して持続時間が十分に短い信号はどれも満たし得る。

(30)

特表平10-504201

信号生成のこれまでの議論から $p_i^c = d$ となる。第1の反射波が始まるまで入射

応答より遅い時間での音圧応答はない。音波が較正管60を閉端64まで伝搬して行き、反射され、プローブ・アセンブリ50へ較正管を戻り伝搬する時間に対応する時間的遅延の後、反射圧力信号 p_r^c を測定する。測定音圧信号はプロー

ブ・アセンブリ50での音波の再反射からの寄与も含む。つまり、較正管全体の音圧応答 p^c はユニークに分解され、第2および高次の反射パルスが到着していない十分に短い時間で、

$$p^c = p_i^c + p_r^c \quad (5)$$

となる。

反射圧力波は較正管60の閉端64での粘性および熱的減衰により影響される。較正管を使用する従来のシステムではこれらの影響を考慮しておらず、そのため正確な較正および測定ができなかった。システム10はこれら熱粘性プロセス (viscothermal process) の分析的表現を閉じた管の反射関数 r^c の項で使用する。この反射関数のモデルは管の半径、空気の熱力学定数、および管の長さに依存する。較正管60の円筒管モデルの詳細な分析は後述する。

反射関数 r^c の測定において唯一重要な不確実さは管の長さで、プローブ・アセンブリ50の挿入深度によって変化することがある。同等の管長で同等の変化

を発生するものとして周辺温度の変化による熱力学定数のゆらぎ (fluctuation) とみなすこともでき、また、周辺温度を周知の技術を用いるモデルでの熱力学定数の温度依存性をパラメータ化するための付加入力として考慮しても良い。ステップ132では、システム10は較正管の長さ L の推定値を用いて較正管60についてのモデル反射関数を生成する。ステップ134で、システム10は円筒管について測定した反射関数とモデル反射関数との間でもっとも良く適合する管長を計算するための分析を実行する。これらのステップの詳細な数学的分析は後述

(31)

特表平10-504201

て較正管60についての新規なモデル反射関数を生成する。ステップ138では、システム10は新規のモデル反射関数を用いて測定サブシステム56（図1参照）の伝達特性を正確に特徴づける。システムはステップ140で較正段階を終了する。

テブナン等価回路の周波数領域表現は：

$$\begin{aligned} p^T - p &= Z^T u \\ p &= Z u \end{aligned} \quad (6)$$

ここで p はプローブ・アセンブリ50の先端部での全音圧、 u はプローブ先端を通る全容量フロー(volume flow)、 Z はプローブ・アセンブリが挿入される気柱（または耳道）の音響インピーダンスである。テブナン・インピーダンスはテブナン反射係数 R^T の項で表すことができ、暗示的に次のように定義される：

$$Z = Z_c \frac{(1 + R^T)}{(1 - R^T)} \quad (7)$$

ここで気柱の特性インピーダンスは $Z_c = \rho c / S$ で、平衡(equilibrium)空気密度が ρ 、また自由空間の音波位相速度が c 、気柱の入り口面積が S である

較正管60（または耳道）に印加する音響信号は帯域制限インパルスであるため、時間領域で直接分析するのが便利であるが、本発明の原理は周波数領域での計算にも等しく適用可能である。第1の反射が到着する前にドライバ24からの

音源信号が終了する充分長い長さ L の円筒状較正管60にプローブ・アセンブリ50を挿入すると仮定した場合、マイクロホン30で検出される初期信号はドライバだけからのもので反射エネルギーからのものではなく、また第1の反射の後マイクロホンで検出される信号は反射だけによるものでドライバからのものではない。サブスクリプト1は、時刻 $0 \leq t < 2L/c$ となるような時間についてのみ変数が非ゼロの第1の時間間隔を表し、サブスクリプト2は時刻 $2L/c \leq t < 4L/c$ についてのみ変数が非ゼロの第2の時間間隔を表わす。つまりテブナン回路の方程式は時間領域に変換でき、次のような結果となる：

(32)

特表平10-504201

$$p^T * \{\delta + r^T\} = 2p_{i1}^c = 2p_i^c \quad (8)$$

$$p_{r2}^c = r^c * p_{i1}^c \quad (9)$$

ここで δ は連続時間デルタ関数、 r^T はテブナン反射係数 R^T の逆フーリエ変換として定義されたテブナン反射関数、また円筒管モデルの反射関数 r^c は以下に記述する通りである。較正管60の閉端64からの第1の反射が到着する前には、圧力信号は放射する音波だけを含むので $p_{i1}^c = p_{r1}^c$ となる。式8ではテブナ

ン音源波形 p^T が第1の時間間隔に完全に含まれることを示しているが、入射圧力波はテブナン反射関数 r^T にも依存する。較正管60の閉端64からの第1の反射信号は p_{r2}^c で、プローブ・アセンブリ50からの後続の反射が別の放射波 p_{i2}^c を発生させる。テブナン回路の関係は：

$$p_{i2}^c = r^T * p_{r2}^c = r^T * r^c * p_i^c \quad (10)$$

よって第2の時間間隔の開始時における全管圧は(9)と(10)の加算により得られ、結果として：

$$p_2^c = r^c * p_i^c * \{\delta + r^T\} \quad (11)$$

となる。

テブナン・パラメータを解く直接的アプローチは r^T についてのデコンボリューションを用いて式(11)を解き、次に p^T についてのデコンボリューションを用いて式(8)を解くことである。これら2つの方程式を用いるさらに正確なアプローチを以下に示す。これがシステム10の較正段階の結論となる。次が測定段階で、較正段階と同じ刺激信号を用い未知の系の音響応答を測定するためにプローブ・アセンブリ50を使用する。前述したように、較正および評価段階で用いる刺激信号は便利にも刺激生成段階で決定した同じ電気刺激信号 e_i である

(33)

特表平10-504201

以上の説明は、マイクロホン30へ較正管60の閉端からの第1の反射信号が到着する前にドライバ24からの信号が停止するような持続時間が短い刺激信号を用いることで、測定サブシステム56（図1参照）の音響伝達特性の特徴化のための技術を示している。しかし、何らかの時間的重複が存在していても入射信号と反射信号の分離が可能な信号処理技術が従来技術で周知である。アオシマノブハルの「コンピュータ生成パルス信号の音響測定への応用」米国音響学会誌、69巻、1484-88、1981年("Computer-Generated Pulse Signal Applied for Sound Measurements", by Nobuharu Aoshima, Journal of the Acoustical Society of America, 69, 1484-88, 1981)に記載されている技術では、チャープ(chirp)を試験信号として用いており、チャープが時間的に伸長した(time-stretched)帯域制限インパルスである。この時間的に伸長した係数は明示的に分かっている必要がある。

本システムのこの好適実施例ではパルス信号を用い入射信号と反射信号が時間的に分離されるようにする。これはシステム10で必要とされる信号処理を簡略化するものである。狭いパルス信号の欠点は、任意の信号対雑音比について、パルス系がチャープ信号より大幅に大きなピーク振幅を必要とすることである。これはドライバ24の過負荷を発生させる可能性がある。前述の参考文献に記載されているチャープ信号は、帯域制限インパルス（即ちパルス信号）に比べた場合に長い持続時間に渡りスペクトル・エネルギーを分配している。時間的に伸長した信号は本来のパルスと同じスペクトル出力を有しているので、時間的に伸長した信号のピーク・レベルは対応する持続時間の短いパルスでのピーク・レベルより大幅に低くなる。ドライバ24でのピーク振幅は非線型性の主要因であることが周知であり、時間的に伸長した信号を用いるとドライバまたはその他のシステム・コンポーネントでの非線型性の可能性を減少する。任意のピーク閾値について、持続時間の短いパルスを用いるよりもチャープ信号を用いる方がドライバ24から多くの出力を伝えられる。つまり、チャープ信号の使用はパルスを用いたシステムより良好な信号対雑音レベルを提供する。ただしこの信号処理は従来技

(34)

特表平10-504201

チャープ処理はチャープが単に時間的に伸長したパルスであると言う基本的仮定に基づいている。つまり、FIR、IIR、または前述したようなその他の設計法により持続時間の短い任意のパルスを設計することから始められる。チャープ信号は従来の全通過(all-pass)フィルタを持続時間の短いパルスへ適用することで設計される。時間領域での出力は本来のパルスと同じスペクトル出力を有するが、時間領域の波形は全通過フィルタ・応答により伸長されている。全通過フィルタの設計技術は周知であるので本明細書では説明しない。

マイクロホン30は、チャープ刺激として類似の全通過特性を有するが、測定サブシステム56の音響伝達特性と較正管60またはその他の導波管の音響伝達特性で変更された応答を測定する。本来の全通過フィルタの逆のフィルタを検出電気信号34に適用する。この逆フィルタも全通過フィルタであり、その設計は従来技術で周知である。逆フィルタからの出力は時間的に圧縮した音圧応答である。つまり、チャープ様の特性が反転されるが、スペクトル・レベルの応答は変

更されず、結果は持続時間の短い音圧応答となる。ドライバ24のインパルス応答が較正導波管での入射信号と反射信号との間の時間的遅延より十分に小さいかぎり、入射および反射の時間的に圧縮した音圧応答は容易に分離される。これらの時間的に圧縮した入射信号および第1の反射信号はパルス信号と同様の方法で処理する。

上記で説明した時間的伸長および圧縮の技術が図8の流れ図に説明してある。開始200において、システム10には時間的に伸長した信号がない。ステップ202では、システム10は持続時間の短い音響刺激に対応する初期電気信号入力生成する。ステップ204では、システムは電気入力信号に対して全通過フィルタを使用し時間的に伸長した電気入力信号を生成する。ステップ206では、システム10は時間的に伸長した電気入力信号をドライバ24に伝える(図1参照)。ステップ208では、システムは時間平均した応答信号を前述したような方法で収集する。ステップ210では、システムは逆全通過フィルタを用いて応答信号をフィルタし時間的に圧縮した応答信号を生成する。ステップ212で

(35)

特表平10-504201

する。ステップ214では、システム10は分離した信号をすでに説明したような方法で処理する。システムはステップ216で時間的伸長と圧縮の処理を終了する。

上記で説明した時間的伸長および圧縮技術は刺激設計段階動作に適用してパルス技術に比べ信号対雑音比を改善した電気入力信号を設計することもできる。システム10は第1の全通過フィルタを用いて初期電気信号 e_s を時間的に伸長しドライバ24へ時間的に伸長した初期電気信号を伝える。検出電気信号34は逆全通過フィルタで時間的に圧縮されて入射信号と第1の反射信号の分離を行なう。分離した信号はすでに説明した方法で処理し、ドライバ24に所望の入射圧力信号 p_i を生成させる電気刺激信号 e_i を設計する。電気刺激信号 e_i も前述のように時間的に伸長および圧縮できる。

評価段階

プローブ・アセンブリ50を耳道内に挿入して音圧応答 p を測定する。耳道の長さが短くDAC20とADC40のサンプル・レートが有限なので、音源からの入射圧力波と鼓膜からの反射圧力波は時間的に重なり合う。従来技術のシステムは刺激信号の重複が分析用に分離できないためこのような信号を容易に評価できない。従来技術のシステムの1つは入射信号と反射信号の分離を試みて、患者の耳に長い管を取り付け長い管の端部に音源を配置した。しかしこの方法は臨床セッティングでは非実用的で小さい子どもで使用するのは事実上不可能である。これと対称的に、システム10は測定サブシステム56(図1参照)の特性を校正段階で決定している。これによりシステム10は患者の耳から飛び出した邪魔な管を使用することなく入射波形と反射波形の重複を正確に分析できる。プローブ・アセンブリ50は検査士にすでに馴染み深い例えば鼓室測定法等他の聴力測定と同一の方法で患者の耳道に直接配置する。システム10は静圧を必要としないことから鼓室測定法よりも簡単である。

周波数領域において、テブナン・パラメータが測定されて圧力応答 p が未知のインピーダンス Z への入力で測定されるものと仮定する。このインピーダンスは

(36)

特表平10-504201

$$\frac{P}{p^T} = \frac{Z}{Z + Z^T} \quad (12)$$

全てのインピーダンスを反射係数に変更し、分母の項を全部除去するように書き換え、時間領域に方程式を逆フーリエ変換することにより変換される。結果として得られる方程式は：

$$2 \circ * \{ \delta - r * r^T \} = p^T * \{ \delta - r^T \} * \{ \delta + r \} \quad (13)$$

ここで r は未知の気柱（例えば耳道）の反射関数である。直接的な方法を用いると、デコンボリューションで計算した関数 p^T および r^T を代入し、デコンボリューションを用いて単一の未知の r について式（13）を解くことができる。しかし、初期のデコンボリューション対での何らかのエラーが後続のデコンボリューションでさらに大きなエラーに繋がるため、この直接的な方法は比較的エ

ラーが大きい。

システム10で用いるさらに良い方法は式（8）を用いて式（13）を変形することで、ここから：

$$p * \{ \delta - r * r^T \} = p_i^c * \{ \delta + r \} \quad (14)$$

これにより p^T を除去する。式（14）は次式を得るように書き換えられる：

$$p - p_i^c = r * \{ -p + p_i^c + p * \{ \delta + r^T \} \} \quad (15)$$

目的は式（11）を使ってこの式（15）から r^T を除去することである。これは上記の式を $r^c * p^c$ で畳み込むことで実現し、結果として：

$$s = r * q \quad (16)$$

が得られる。ここで関数 s は次のように定義される：

$$s = r^c * p_i^c * \{ p - p_i^c \} \quad (17)$$

またここで関数 q は次のように定義される：

(37)

特表平10-504201

$$q = -s + p * p_2^c \quad (18)$$

単一のデコンボリューションで未知の反射関数 r について式 (16) を解くと
:

$$r = \text{DECONV}(q, s) \quad (19)$$

上記で説明した分析はテブナン等価回路の使用に基づいて導いているが、これらのテブナン・パラメータの明示的評価には依存していない。デコンボリューションを1回だけ使用する方が、時間領域で計算を実行する場合に、式(8)と式(11)について2回のデコンボリューションを用いるより現実の応用において大幅に正確である。フーリエ変換に関して式(16)～式(18)の対応する周波数領域のバージョンは次のようになる:

$$r(f) = s(f) / q(f) \quad (20)$$

$$s(f) = r^c(f) p_1^c(f) \{p(f) - p_1^c(f)\} \quad (21)$$

$$q(f) = -s(f) + p(f) p_2^c(f) \quad (22)$$

円筒管モデル

長さ L 、断面半径 R の円筒管で先に導入した反射関数 r は、管を進行し、遠方の閉端から反射して、プローブ・アセンブリへ管を戻って進行してくる音波の伝搬遅延 ($\tau = 2L/c$) と熱粘性損失を表わしている。 $t \leq \tau$ で $r^c = 0$ である。 $t > \tau$ では、

$$r^c(t) = \frac{1}{\sqrt{\pi}} \frac{A}{(t-\tau)^{3/2}} e^{-A^2/(t-\tau)} \quad (23)$$

ここで

$$A = \alpha \frac{L}{R} \quad (24)$$

$$\alpha = \sqrt{\frac{k_v}{\rho}} + (\gamma - 1) \sqrt{\frac{k_t}{\rho}} \quad (25)$$

(38)

特表平10-504201

$$l_v = \frac{\eta}{\rho c} \quad (26)$$

$$l_t = \frac{\kappa}{\rho c C_p} \quad (27)$$

で、 η は空気のずれ粘度(shear viscosity)、 κ は空気の熱伝導率(thermal conductivity)、 C_p は一定圧力での空気の比熱、 γ は比熱の比である。実施では離散時間(discrete-time)信号処理を用いるので、連続時間反射関数は従来の信号処理技術を用いてサンプル区間で連続時間関数の乗算により対応する離散時間反射関数に変換する必要がある。DAC20とADC40のサンプル・レートは40～50kHzの範囲のサンプル・レートに対応する全可聴帯域にあるべきである。

現実の応用において、このような熱力学定数は分かっており較正管60の半径は簡単に測定される。管の長さLは近似的に知られるが、較正管60へのプローブ・アセンブリ50の何らかの挿入距離で管の音響的長さが実効的に減少する。較正管60の音響長さの変化は伝搬遅延 τ とAの値に影響を及ぼすので、式(23)のモデル反射関数に影響する。近似的な開始点に基づいて長さを最適に予測する方法をシステム10で使用する。管のモデル r^c は式(23)を用いて計算し較正測定を実行する。上記で説明した評価段階を較正管60自体に適用してこれの反射関数を推定することができる。関数sおよびqは式(17)～式(18)を用い較正管データを使って計算する。モデル長が正しい場合、信号qは単一のピークを有する。モデル長が僅かに不正確な場合、信号qは遅延時間 $2L/c$ で別のピークを有する。従来の1次元最小化技術を用い、モデル長Lを変化させて、次のように信号qのエネルギーを最小限にする：

1. 管長Lを近似して最も近いサンプルDまでの伝搬遅延 τ を計算する。この遅延がs[D]の初期値である。

2. sとnを計算する。第1の反射の対応するウィンドウはs[n+D]で始

(39)

特表平10-504201

s の値を表わす。このウィンドウで q の第 2 のピークを挟み込む。

3. モデル管長 L を変化させて $n + D \leq m \leq n + 2D - 1$ となるような時間範囲に渡り第 1 の反射ウィンドウでの s のエネルギーを最小化する。L のこの変化は新規のモデル反射 r^c を計算し続いて s と q を再計算することを表わしている。最適な長さ L が計算されるまで反復する。

この方法では、システム 10 は較正管 60 の長さ L の値を調節して較正管内部のプロープ・アセンブリ 50 の位置での変動を補償できる。長さ L の正確な推定により、測定サブシステム 56 の伝達特性は図 5 のステップ 138 で正確に決定できる。

システム 10 は耳道またはその他の音響導波管の音圧応答を測定して、周知の変換を用いて反射係数に関して音響導波管のインパルス応答および音響特性を決定することができる。未知の音響導波管の測定については図 6 の流れ図との関連で以下で説明する。開始 150 において、刺激信号が上記で説明した方法で決定されており、システム 10 は較正されている。ステップ 152 では利用者がプロープ・アセンブリ 50 (図 2 参照) を耳道 (またはその他の未知の系) へ配置する。ステップ 154 では、ドライバ 24 が刺激信号を伝え、マイクロホン 30 がすでに説明したように刺激信号と反射エネルギーの両方を検出する。

ステップ 156 ではシステム 10 は入射信号と第 1 の反射信号について測定サブシステム 56 の較正データならびに較正管 60 からの反射関数データを用いて、未知の音響導波管 (例えば耳またはその他の系) の反射関数を計算する。ステップ 158 では、すでに説明した方法で未知の系についての時間領域と周波数領域の応答関数をシステムが計算する。システムはステップ 160 で測定段階を終了する。

つまり、システム 10 はカスタム化した刺激信号を用いて十分に定義された音響刺激と較正管 60 から取り出した較正情報を発生し、プロープ・アセンブリ

50 とこれのコンポーネントを特徴づける。この情報を用いて未知のシステムの音響応答関数、例えばインパルス応答、反射係数、および反射関数について関連

(40)

特表平10-504201

の臨床的に重要な情報を提供する。

従来技術で周知の信号処理アルゴリズム、例えばフーリエ解析を用いて音響応答情報とOAE測定値とを組み合わせ、未知の系の出力伝達特性が得られる。単独または他の測定値との組み合わせにより、音響応答測定はヒトの、また動物での試験にも使用できるコンピュータによる聴覚評価装置の現実的応用の基盤を提供する。聴覚異常の早期発見は最近では健康管理の確固たる優先事項になった。システム10は新生児および若い乳児の試験での使用に特に有用である。

システム10は鼓室測定法システムで代表されるような耳道への正または負の静圧を印加することで一般化できる。このような静圧は較正管応答にも適用できる。図2は管70でブローブ・アセンブリ50の耳栓58に結合した従来のポンプ68の使用を示している。ポンプ68は鼓室測定法システムで周知の方法で静圧を変化させる。したがって、静圧と周波数、または静圧と時間の重関数として応答が得られる。この表現は従来の単一周波数または多周波数鼓室測定法の一般化である。

耳反射率の非線形成分

耳道に提示された刺激に対する耳の音響応答が、線形および非線形応答の両方を含むことは周知である。線形応答は前述した音響反射率技術を用いて測定し、中耳および内耳の力学に支配される。非線形の耳道圧力応答は内耳から中耳を通過して耳道へと再反射したエネルギーを表わすと広く考えられている。この非線形応答は内耳のパッシブおよびアクティブ処理のある種の組み合わせに関連がある。

非線形応答を測定する従来技術のシステムは、ひずみ積放射(distortion product emission: DPE)のかたちでまたは耳アコースティック・オミッションの何らかのかたちで、耳道圧力における非線形変化に焦点を当てている。多くの従来技術のシステムは2つまたはそれ以上の異なる刺激レベルで記録した圧力

応答の差分測定(differential measurements)に基づいている。しかし、この差分圧力応答とこれに関連する線形圧力応答は耳道内の定在波の存在のためブローブ位置による影響を受ける。さらに、誘発OAE測定技術は、5ミリ秒より短い

(41)

特表平10-504201

インパルス刺激(quasi-impulsive stimulus)後5～20ミリ秒程度の時間的遅延についてのみ非線形差分応答を分解する。EOAEは高い周波数においてより短い応答潜時(即ち遅延時間)となることが周知である。応答潜時(latency)という用語は刺激属性と応答属性の間の何らかの測定時間遅延を表わすために使用される。つまりEOAEは短い応答潜時放射を測定できないため高周波応答に制限される。EOAEとひずみ積放射の圧力レベルが乳児と成人とでは広く変化することも周知である。乳児と成人の線形応答における変動がある程度この矛盾(discrepancy)を考慮していることが考えられる。

非線形耳反射率・システム10はこれらの制約を回避する方法で耳反射率を測定する。線形反射率測定および非常に持続時間の短い刺激、すなわち刺激設計法および典型的にはオトダイナミック・プローブ・アセンブリを用いて得られるデータで0.5ミリ秒程度のパルス持続時間の使用により、1～20ミリ秒程度の遅延時間で非線形測定ができる。これにより広い周波数範囲に渡る音響エネルギー放射の測定が可能である。線形および非線形耳反射率の実質的同時測定により、線形中耳伝導(linear middle ear transmission)と非線形内耳応答の特徴づけができる。耳道内で測定されるエネルギー・反射率は、反射係数の大きさの平方だが、プローブ位置と実質的に独立であることが周知である。つまりシステム10はプローブ・アセンブリ位置とは実質的に独立して結果が得られる。鼓膜から多少なりともプローブ・アセンブリ50を遠く配置することによる進行時間の残りの差は1ミリ秒の数分の一程度である。出力に基づく耳反射率測定は圧力に基づくOAEやDPE測定よりさらに基本的なので、乳児と成人の耳応答でさらに特異的な比較を行なうことができる。特に、音圧と線形応答量例えばインピーダンス、インパルス応答、反射係数または反射関数を測定することで音響出力(acoustic power)を表現できる。圧力測定単独では耳道内の音響出力伝達を特徴づけることができない。

耳道内の非線形音響エネルギー・応答の測定について2種類の異なるアプローチを本明細書では説明しているが、どちらも2つまたはそれ以上の刺激レベルを

(42)

特表平10-504201

ーダンス測定に基づいており、第2の方法は前述した耳反射率技術の一般化である。耳道インピーダンスの非線型性分は従来技術で公知の周波数領域技術の拡張により測定される。

周波数領域での非線形インピーダンス

耳の線形応答の測定に加えて、システム10は音響刺激に対する耳の非線形応答を測定することもできる。システム10は耳から反射した出力を測定してこの決定を行ない、臨床的にまた研究においては音響刺激に対する耳の非線形および線形応答を測定する他の技術の代わりに潜在的に用いることができる。耳道内の非線形音響応答を測定する従来技術のシステムは、クリック誘発(click-evoked)またはトーン誘発(tone-evoked)OAE、ひずみ積放射、正弦波トーン励起(sinusoidal-tone excitation)による非線形インピーダンスを含む。後者は正弦波誘発耳音響エミッション (sinusoidal-evoked otoacoustic emission: SEOAE) の別の表現である。

システム10は、従来技術で周知の周波数領域技術への拡張により測定される、耳道インピーダンスに対する非線型性分を測定することが可能である。この方法では典型的な耳道直径の範囲に対応する管直径範囲での一組の較正管60を必要とする。システム10は前述したような方法で各較正管60について短い刺激パルスを発生する。刺激は耳道内で相対的に高いレベル、例えば80dB SPLで提示される。システム10は全ての較正管60にこの較正手順を実行し、この任意のレベルで測定サブシステム56 (図1参照) を記述するテブナン・パラメータを決定する。耳道インピーダンスは従来の方法で測定する。

測定サブシステム56での非線型性が耳の内部で生成される非線型性に関して小さい場合、所定の利得係数だけ刺激のレベルを変更し、テブナン・インピーダンスを変化させずに、同じ所定の利得係数だけテブナン圧力レベルを変更することが可能である。耳道インピーダンスはこの新規レベルでもすでに説明したのと

同じ方法で測定する。

測定システムにおける非線型性の影響の試験として、インピーダンスが被験者

(43)

特表平10-504201

テム56に非線型性が存在しない場合には、未知の系（耳道または管）で得られるインピーダンスは刺激レベルとは独立である。高い刺激レベルで測定したインピーダンス Z_H から低い刺激レベルで測定したインピーダンス Z_L を減算すると、次式で定義されるインピーダンス ΔZ の非線形成分が得られる：

$$\Delta Z = Z_H - Z_L \quad (25)$$

測定系の非線型性が本当に無視できるものかどうかを試験するには、円筒状較正管60の非線形インピーダンス ΔZ が耳道内で測定した ΔZ と比較して無視できるはずである。測定系の非線型性が有意な場合、前述の方法を用いて刺激レベルの各々についてシステムを較正する必要がある。次にインピーダンスはユニークなテブナン・パラメータを用いて各刺激レベルで測定され、そして ΔZ が計算される。

最近の研究によれば、非線形耳道インピーダンスは中程度の刺激レベルで、蝸牛の非線形応答の単なる尺度であることが示されている。システム10は耳道内部の出力測定に基づいているので、EOAE測定より蝸牛の非線形測定のさらに基本的な記述を提供する。従来のEOAE技術に対する本技術の利点は、インピーダンスの線形部分の中耳への伝導経路を記述することである。伝導障害の存在は従来技術で周知の方法を用いて検出する。インピーダンスの非線形部分は蝸牛の応答を記述する。これにより、臨床的に異常なOAE、DPまたはABRが臨床的に正常または異常な中耳応答に伴うかの検出ができるようになる。

測定装置は例外的に高いダイナミック・レンジを備えることが重要である。これは相対的に高い刺激レベルと、EOAE測定系で通常用いられる超高感度マイクロホン30と、耳道での圧力応答の信号平均化を用いて実現する。高低の刺激レベルは代表的には10dBの差がある。従来の方法は耳道内部の信号対雑音比が充分かを確認するために使用する。

非線形インピーダンスは反射率領域で研究できる。耳道インピーダンス Z は次の関係により耳道反射関数 R に変換される：

$$R(f) = |R(f)|e^{j\theta} = (Z - Z_c)/(Z + Z_c) \quad (26)$$

(44)

特表平10-504201

ここで耳道の特性インピーダンス $Z_c = \rho c / S$ は空気密度 ρ 、音速 c 、従来の技術で測定した耳道の断面積 S の関数で、反射係数の位相は ϕ である。この反射関数は各々 R_L と R_H と表記する高低の刺激レベル両方で測定できる。

非線形エネルギー・反射率は次のように定義される：

$$\epsilon = |R_H|^2 - |R_L|^2 \quad (27)$$

反射率群遅延時間 τ_g は位相に関して次のように定義される：

$$\tau_g = -\frac{d\phi}{d\omega} \quad (28)$$

ここで ω はラジアン周波数である。当業者には周知のように、(周波数 f での) 群遅延時間は、特定の周波数 f を中心とするスペクトルを有する初期の持続時間の短い波形包絡線と、反射波形包絡線の対応する最大値との間の遅延時間である。非線形反射率群遅延時間は次のように定義される：

$$\Delta \tau_g = \tau_{gH} - \tau_{gL} \quad (29)$$

ここで τ_{gH} と τ_{gL} は高レベルと低レベルの刺激の各々で測定した群遅延時間である。

エネルギー反射率は耳道への入射エネルギーに対する反射エネルギーの比である。これの非線形成分 ϵ は非線形蝸牛成分により反射したエネルギーの一部である。高レベル刺激のエネルギー反射率の増加は、他の何らかの周波数で反射率の減少が伴わないかぎり、蝸牛内部のエネルギーの活動源(active source)の証拠

である。そのような減少は、1つの周波数帯域から別の周波数帯域へのエネルギーの非線形変換を示唆している。平均フロー効果(mean flow effects)の存在しない線形または非線形パッシブ・システムのエネルギー反射率は常に1より小さい。単位入射エネルギー密度当たりの全反射エネルギーは周波数についてのエネルギー反射率の積分である。この積分されたエネルギーの信号レベルでの増加は活動プロセス(active process)の間接的な証拠である。群遅延時間は反射エネル

(45)

特表平10-504201

非線形反射率の直接測定

非線形応答を測定する第2のアプローチは時間領域での反射率に基づいている。異なる入力レベルで刺激を提示し、応答はこれらの異なるレベルで測定される。プローブ・アセンブリ50は前述した線形反射関数測定法で説明した手順を用いてこれらの入力レベルの各々において較正される。プローブ・アセンブリ50における主非線型性(dominant nonlinearity)はドライバ24の非線形応答である。マイクロホン30の非線形効果は一般的に無視できる。反射関数は高レベルから非常に低レベルまでの範囲にある刺激について、選択したレベルに対して測定した較正データを用いて測定可能である。

1本の較正管60での較正はすでに議論した非線形インピーダンス測定技術よりも簡単である。非線形インピーダンス測定での定在波は、相対的に高い刺激レベルへと測定を実効的に制限する。しかしシステム10の反射率測定は定在波に対して敏感ではなく、非線形効果が線形効果とほぼ同程度になるようなもっと低い刺激レベルで耳道応答を測定することが可能である。

この技術は前述の多重管式インピーダンス測定より簡単(1本の較正管しか使用しない)で広範囲の刺激レベルに渡って応答を測定できるので、その性能は第1の方法に勝ることが予想される。

1つの実施例において、2つまたはそれ以上の信号レベルの各々において帯域制限インパルスとなるように信号を設計する。前述の刺激設計段階を2つまたはそれ以上の信号レベルで独立して使用する。もっとも簡単な実施例では高低2つの信号レベルを使用する。好適実施例において、DAC20からのアナログ信号

18(図1参照)は連続ストリームで低レベル信号と高レベル信号をインターリーブ(interleave)する。低レベル信号のM回の発生(occurences)による1回の高レベル信号の発生からテンプレートが形成される。Mの代表的な値は、範囲2~4の振幅比の値Gについて2~4の範囲にある。Mが1より大きく選択される理由は、低レベル条件で測定される応答が雑音レベルまで減じた信号を有していることと、そのため雑音に比較する減少を達成するためにはさらに信号平均化を必要

(46)

特表平10-504201

ートは検出電気信号30から得られ、ADCと信号プロセッサを用いてデジタル的にエンコードされる。低レベルおよび高レベル信号の平均と分散は、別個にテンプレートの組に対する時間平均により計算する。低レベルでの平均応答は低レベルの帯域制限インパルスを設計するために用い、高レベルでの平均応答は高レベルの帯域制限インパルスを設計するために用い、比率Gで振幅をスケールする。帯域制限インパルスを近似している得られた高低レベルの電気入力信号は、前述のように連続テンプレートでインターリーブしている。

非線形耳反射率の測定が図7の流れ図に図示してある。開始180では、プローブ・アセンブリ50は較正されていない。ステップ182では、プローブ・アセンブリ50が較正管60に挿入される。非線形耳反射率・システムの較正段階は、すでに述べた方法で低レベルと高レベル両方の条件下で較正管60への入射と反射信号を測定することよりなる。電気信号のテンプレートへの音圧応答自体が応答のテンプレートを形成する。ステップ184では、システム10は高レベル刺激を用いてプローブ・アセンブリ50を較正する。ステップ186では、システム10は高レベル刺激を用いて測定サブシステム56（図1参照）を較正する。ステップ186では、システム10は低レベル刺激を用いて測定サブシステム56を較正する。

ステップ188では、プローブ・アセンブリ50を耳道に挿入する。非線形耳反射率システムの評価段階は、プローブ・アセンブリ50が耳道に挿入されたときの圧力応答を測定することから構成され、この応答が低レベルおよび高レベル刺激に対する応答のテンプレートを形成する。ステップ190では、システム10は持続時間の短い励起信号を伝えて低レベルと高レベル刺激に対する時間平

均応答を収集する。ステップ192ではシステム10がステップ186で決定した低レベル較正を用いて低レベル応答に対する反射関数を評価する。ステップ194では、システム10がステップ184で決定した高レベル較正を用いて高レベル応答に対する反射関数を評価する。すでに説明した線形反射率法の評価段階と同様に、耳の未知の反射関数は2つの刺激レベルの各々での信号デコンボリュ

(47)

特表平10-504201

つの刺激レベルでの線形反射関数の差として非線形反射関数を計算する。システムは他の非線形応答関数も計算できる。ステップ198でシステム10は非線形測定を終了する。

低レベル（高レベル）の電気刺激で測定した反射関数を「L」（「H」と表記する。非線形の影響が存在しない場合、差 $\Delta r = \text{「H」} - \text{「L」}$ は平均高レベル応答とブーストした(boosted)低レベル応答の間でゼロとなるはずである。つまり、計算された差が反射率への非線形寄与の差分尺度(differential measure)である。反射率への線形寄与は $(\text{「H」} + \text{「L」}) / 2$ または「H」のどちらかとみなすことができる。前者の選択肢は平均応答で、一方後者の選択肢は蝸牛の非線型性が中程度に高い信号レベルで飽和するため有利である。楽器の気柱等低い励起レベルで直線的に振る舞う導波管では、線形反射率を「L」で近似する。耳反射率システム10のこの実施例は線形および非線形応答の実質的な同時測定が行なえる。

雑音リジェクション(noise rejection)の改善には、雑音のゆらぎの試験のために各刺激レベルでの応答の2つの部分集合を保持しておき、雑音の多いデータ部分を除去するための閾値またはクロス相関基準として用いることができる。

従来技術のシステムは圧力の非線形差分測定を用いている。周知のように、圧力測定は耳道内部の定在波による変動に敏感である。この変動は耳道内部でのプローブの位置に非常に依存し、差分非線形測定において大きなエラーを発生し得る。これとは対称的に、システム10では圧力応答の直接減算を使用しない。その代わりに、2つ（またはそれ以上）の刺激レベルの各々で反射率を計算して、この反射率・応答を減算し非線形差分応答を形成している。これが差分出力による尺度を構成する。システム10で使用する出力測定は耳道内部でのプローブ・アセンブリ50の配置による変動に対して相当以上に鈍感である。音響反射率シ

ステムについて初めの方で説明したデコンボリューション法のいずれかをこの耳反射率・システムにも使用できる。従来技術のシステムは測定系の応答を未知の系の応答から分離できないため、短い応答潜時での測定ができない。システム10のデコンボリューション処理は未知の系の測定値から測定サブシステム56（図

(48)

特表平10-504201

定が行なえる。聴覚系において、非線形応答の測定は従来技術でできるよりもさらに高い周波数（20 kHzまで）で行なえる。応答は周波数領域と時間領域との間で変換可能であり、周知の変換により反射率をインピーダンスまたはインパルス応答（インピーダンスのフーリエ変換）へと変換できる。非線形応答測定は2つの異なる刺激レベルでの線形応答の間の差として上記の例で示してある。差分の測定を2つ以上の刺激レベルで行ない、非線形応答のさらに完全な特徴づけを作成できることが当業者には理解できよう。

別の実施例において、低レベルと高レベルの条件を分離して測定する、つまりインタリーブしないか、または何らかの便利な方法で組み合わせることができる、例えばランダム・インタリーブを用いることができる。

パルス信号またはチャープ刺激信号のどちらかに対する聴覚系の線形応答は雑音の存在しない場合に同一なはずである。しかし、聴覚系の非線形応答は一般に刺激の選択にしたがって変化することが従来技術で知られている。例えば、非線形系のインパルス励起は同じ系の正弦波励起とは異なる情報を提供することがある。本明細書で説明した非線形測定系は多数の異なる刺激励起レベルにおける差分手順に基づくものである。インピーダンスまたは反射率は、同じ刺激信号波形を用い刺激信号レベルだけを変化させてレベルの関数として測定する。当業者には理解されるように、パルス状信号とチャープ状信号に対する蝸牛の非線形応答が異なるため、2種類の励起信号が蝸牛について相補的な情報を提供することがある。本発明は刺激信号の特定の態様で制限されるべきものではない。

本発明の各種実施例ならびに利点を以上の説明で記載したが、上記の開示は図示を目的としただけのものであり、詳細において変化を成しつつ、本発明の広い原理に留まることができることは理解されるべきである。したがって、本発明は添付の請求項によってのみ制限されるべきである。

(49)

特表平10-504201

【図1】

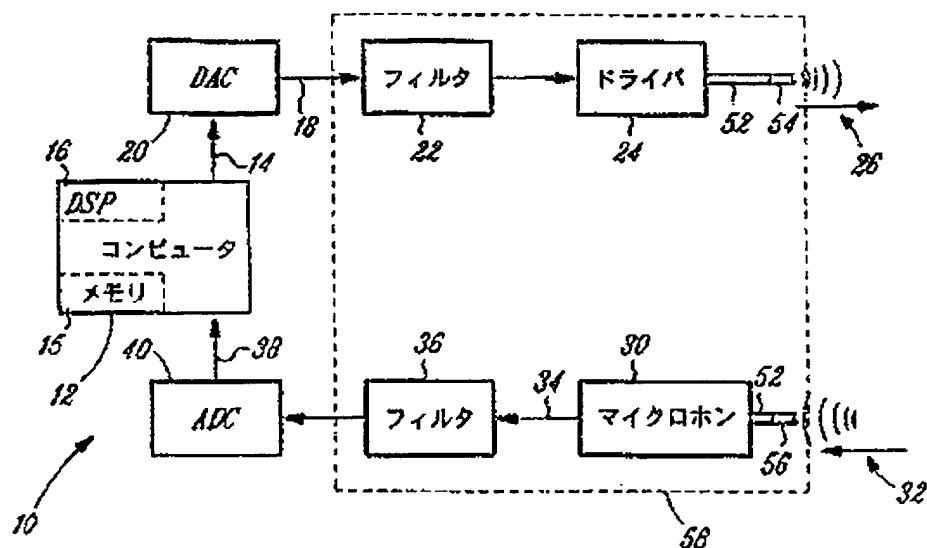


Fig. 1

【図2】

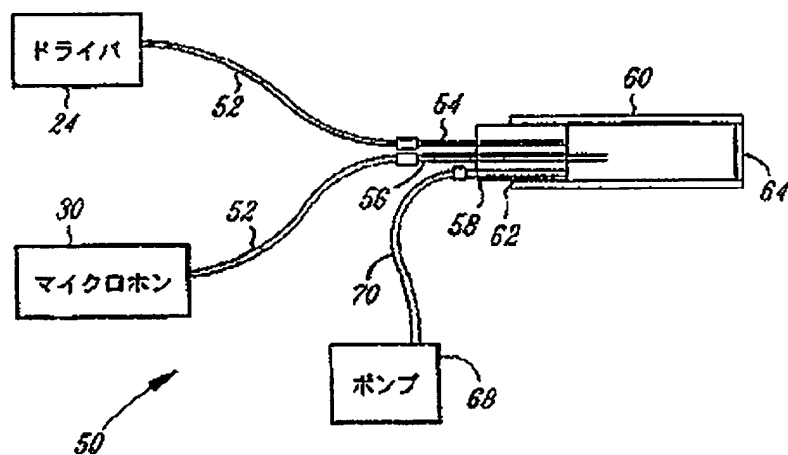


Fig. 2

(50)

特表平10-504201

【図3】

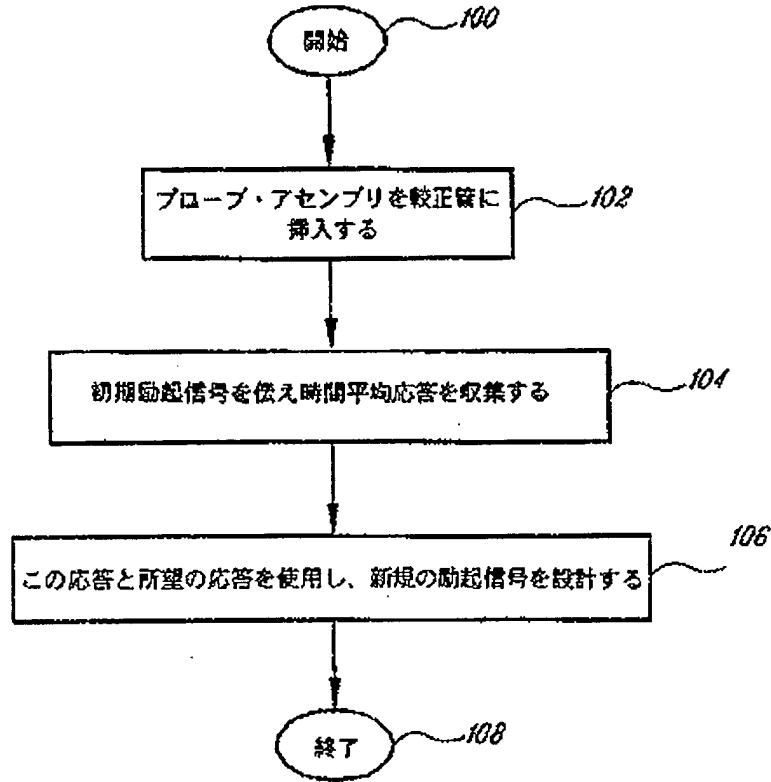


Fig. 3

【図4】

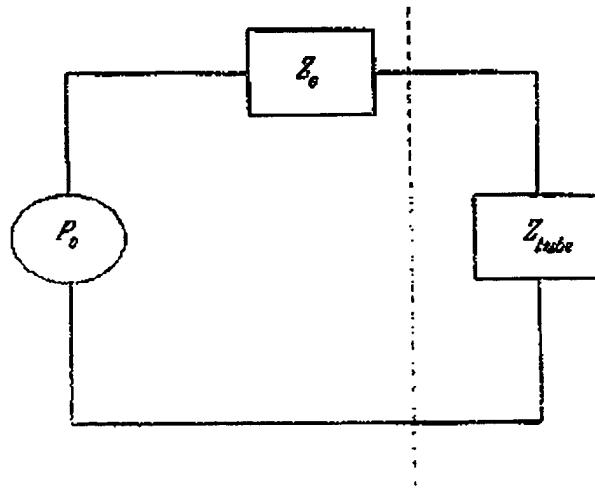


Fig. 4

(51)

特表平10-504201

【図5】

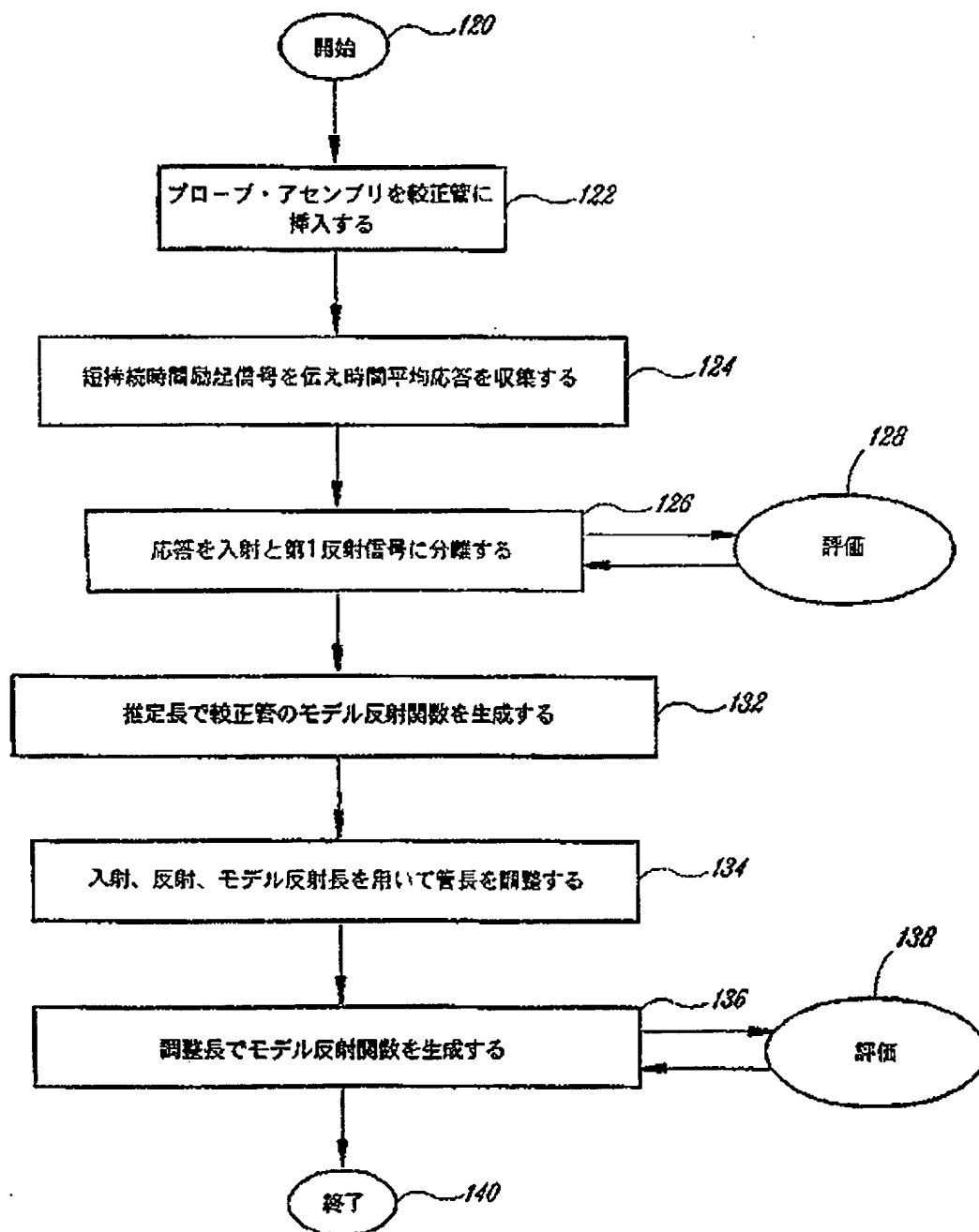


Fig. 5

(52)

特表平10-504201

【図6】

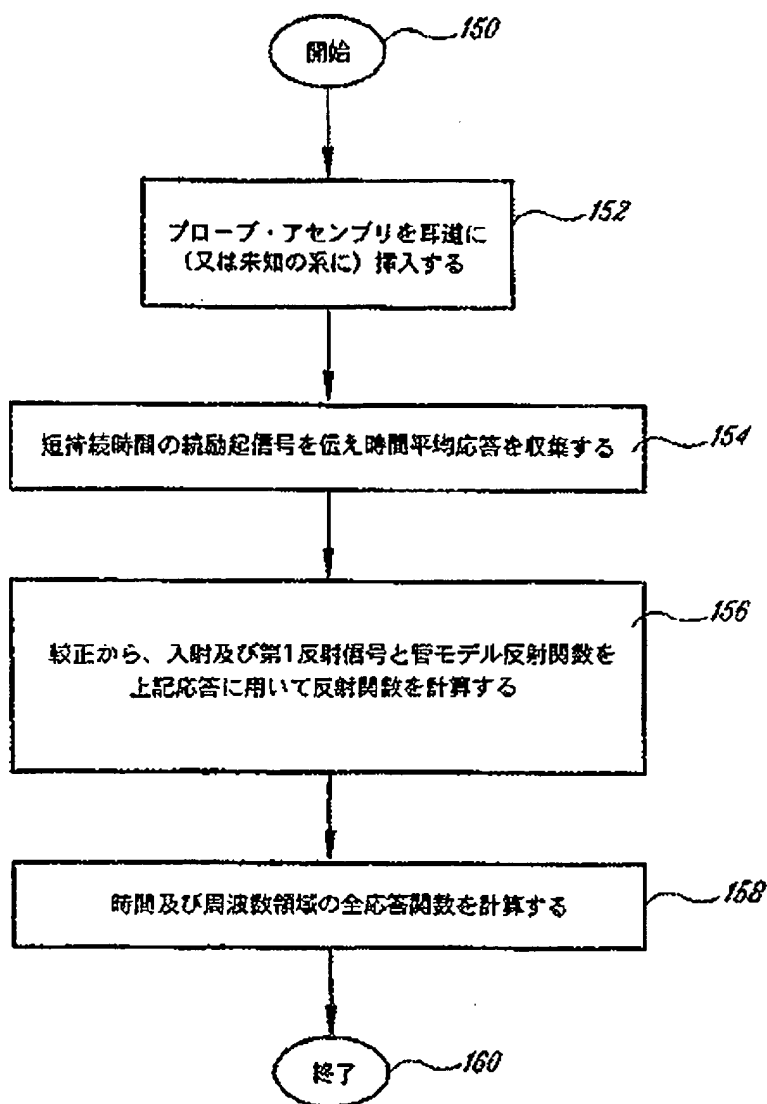


Fig. 6

(53)

特表平10-504201

【図7】

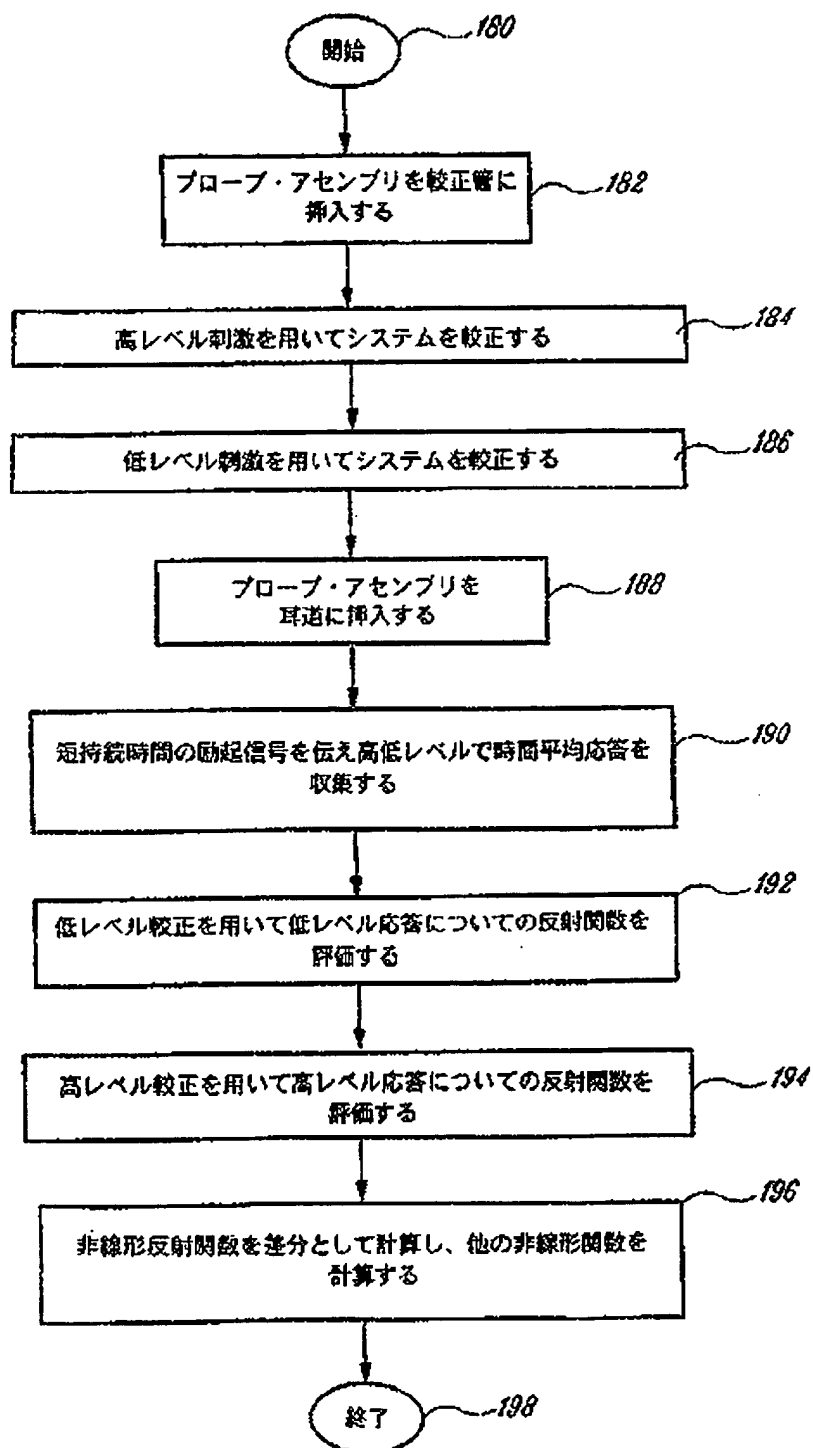


Fig. 7

(54)

特表平10-504201

【図8】

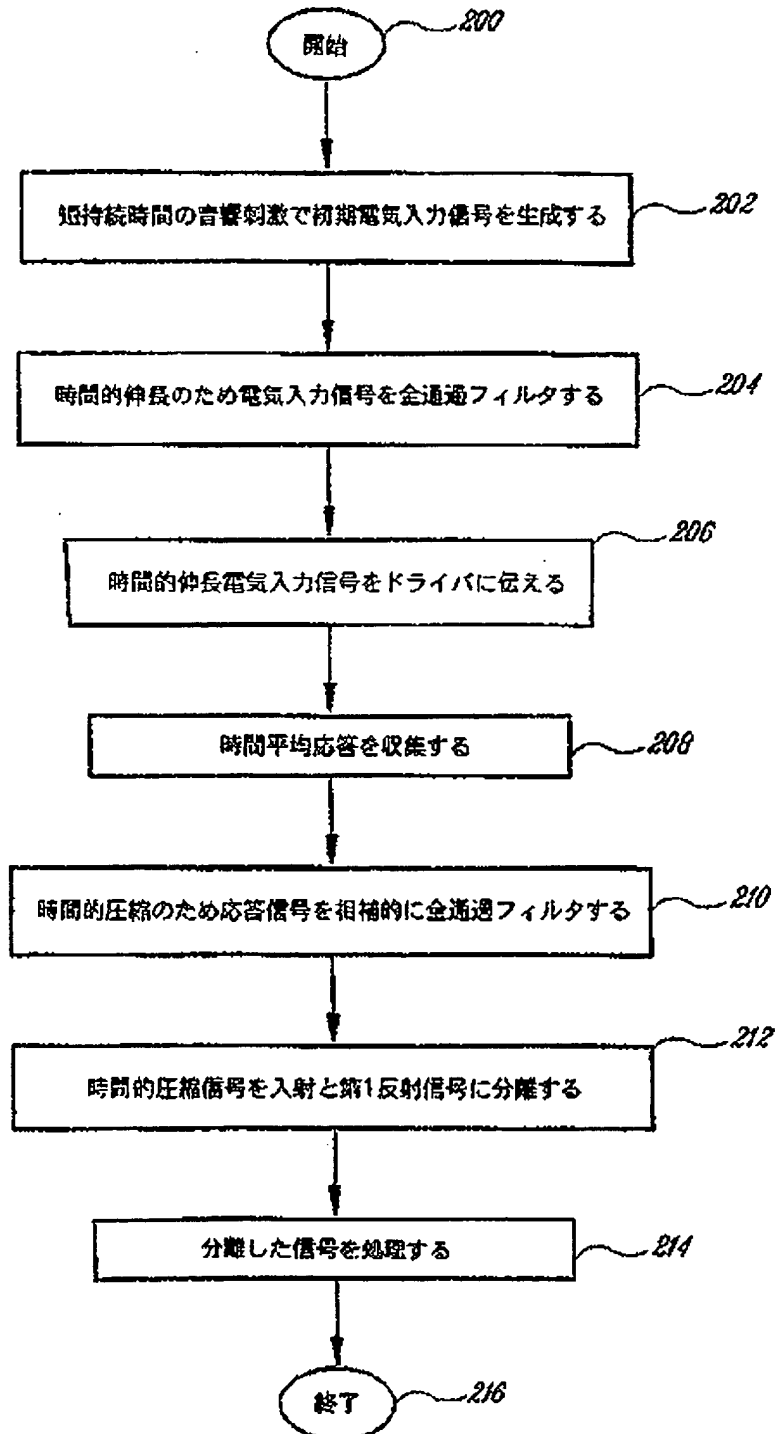


Fig. 8

(55)

特表平10-504201

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Applicant No PCT/US 95/06259
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 6 A61B5/12 G01H15/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 6 A61B G01H		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT Category * 1 Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages		
		Relevant to claim No
X	JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, vol. 91, no. 1, 1 January 1992 pages 470-485, XP 000248407 KEEFE D H ET AL 'METHOD TO MEASURE ACOUSTIC IMPEDANCE AND REFLECTION COEFFICIENT' see the whole document	1-3, 7, 12, 17-20, 39, 43, 50, 56
X	US, A, 4 289 143 (CANAVESIO FRANCO ET AL) 15 September 1981 see the whole document	1-7, 10-14, 17, 39, 43, 50, 56
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are cited in the continuation of box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "I" document which may throw doubts on priority claims or which is cited to establish the publication date of another claim or over special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle of theory underlying the invention "X" documents of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" documents of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document (member of the same patent family)		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
25 September 1995		10. 10. 95
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 538 8 Patenkasse 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Te. 31 651 650 01, Fax (+31-70) 340-2010		Authorized Officer Ferrigno, A

(56)

特表平10-504201

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 PCT/US 95/06259
 International Application No.

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, vol. 79, no. 4, October 1981 NEW YORK US, pages 1025-1035, W.M. RABINOWITZ 'Measurement of the acoustic input impedance of the human hear' see the whole document</p>	1,2,7, 12,17, 39,43, 50,56
A	<p>PROCEEDINGS OF MELECON 85 MEDITERRANEAN ELECHTROTECHNICAL CONFERENCE, vol. 1A, 8 - 10 October 1985 MADRID, ES, pages 25-28, V. RODELLAR BIARGE ET AL. 'Experimental system for registering and processing the stimulated emissions from within the Auditory System in the characterisation of its Transmission Pattern.' see the whole document</p>	1
A	<p>JOURNAL OF THE ACOUSTICAL SOCIETY OF AMERICA, vol. 81, no. 2, February 1987 NEW YORK US, pages 470-484, K.N. STEVENS ET AL. 'calibration of ear canals for audiometry at high frequencies' see the whole document</p>	1
A	<p>IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, vol. 13, no. 2, April 1994 - May 1994 NEW YORK US, pages 210-226, M.L. WITHEHEAD ET AL. 'measurement of otoacoustic emissions for hearing assessment' see the whole document</p>	1

Form PCT/ISA/210 (continuation of annex 2) (July 2012)

(57)

特表平10-504201

INTERNATIONAL SEARCH REPORT			International Application No.	
Information on parent family members			PCT/US 95/06259	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US-A-4289143	18-09-81	EP-A, B 0014324	20-08-80	

Form PCT/ISA/210 (parent family sheet) July 1993